



DEMANDE INTERNATIONALE PUBLIÉE EN VERTU DU TRAITE DE COOPERATION EN MATIÈRE DE BREVETS (PCT)

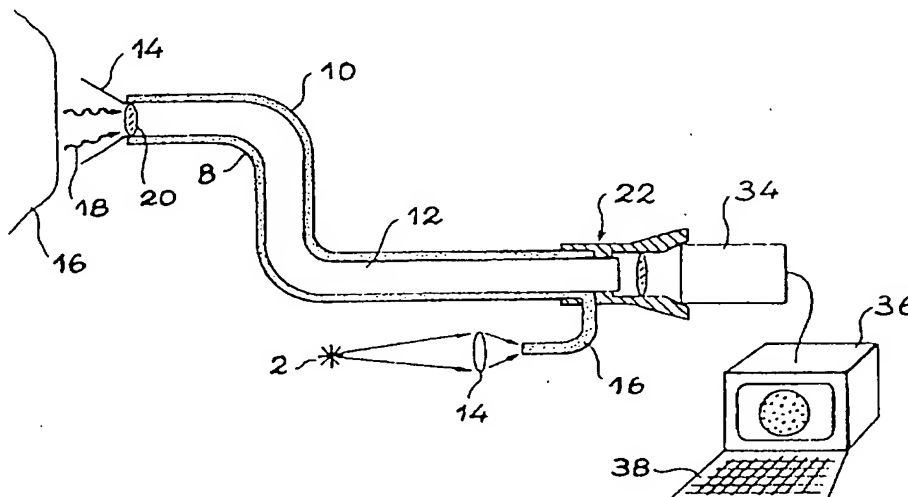
(51) Classification internationale des brevets ⁶ : G06T 5/00	A1	(11) Numéro de publication internationale: WO 97/42600 (43) Date de publication internationale: 13 novembre 1997 (13.11.97)
(21) Numéro de la demande internationale: PCT/EP97/02053 (22) Date de dépôt international: 22 avril 1997 (22.04.97) (30) Données relatives à la priorité: 60/016,703 2 mai 1996 (02.05.96) US (71) Déposant: ANDROMIS S.A. [CH/CH]; 5, route du Chêne, CH-1027 Genève (CH). (72) Inventeurs: TALEBLOU, Fatemeh; 14, avenue du Grammont, CH-1007 Lausanne (CH). DEPEURSINGE, Christian; 31, chemin Neuf, CH-1028 Préverenges (CH). (74) Mandataire: MOUTARD, P.; Société de Protection des Inventions, 25, rue de Ponthieu, F-75008 Paris (FR).		(81) Etats désignés: CN, JP, brevet eurasien (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), brevet européen (AT, BE, CH, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE). Publiée <i>Avec rapport de recherche internationale.</i>

(54) Title: METHOD FOR PROCESSING IMAGES FROM MULTICORE FIBRES OR MULTIFIBRES, PARTICULARLY ENDOSCOPIC IMAGES

(54) Titre: PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGES OBTENUES PAR FIBRES MULTICOEURS OU MULTIFIBRES, EN PARTICULIER D'IMAGES ENDOSCOPIQUES

(57) Abstract

A method for processing an image from a multicore fibre or multifibre, comprising the steps of (1) calculating, for each core of the multicore fibre or the multifibre, an intensity equal to the sum of the intensities of the image pixels located inside a predefined area defining said core; (2) calculating a standardised intensity for each core by dividing the transmitted intensity thereof, calculated as in step 2, by the intensity transmitted by the same core in a reference image; and (3) calculating an interpolated value of the intensity of each image pixel depending on the standardised intensities of three cores in a predetermined triangular mesh, and on the position of the pixel relative to said three cores. The method is useful in medical analyses.



The method is useful in medical analyses.

(57) Abrégé

L'invention concerne un procédé de traitement d'une image obtenue par une fibre multicoeur ou une multifibre, comportant les étapes suivantes: 1) pour chaque coeur de la fibre multicoeur ou de la multifibre, calcul d'une intensité, égale à la somme des intensités des pixels de l'image qui sont situés à l'intérieur d'une zone, prédélimitée, de délimitation dudit coeur; 2) calcul d'une intensité normalisée de chaque coeur, en divisant son intensité transmise, calculée comme dans l'étape (2), par l'intensité transmise par ce même coeur dans une image de référence; 3) calcul d'une valeur interpolée de l'intensité de chaque pixel de l'image, en fonction des intensités normalisées de trois coeurs d'un maillage triangulaire prédéterminé, et de la position relative du pixel par rapport à ces trois coeurs. Application à l'analyse médicale.

UNIQUEMENT A TITRE D'INFORMATION

Codes utilisés pour identifier les Etats parties au PCT, sur les pages de couverture des brochures publiant des demandes internationales en vertu du PCT.

AL	Albanie	ES	Espagne	LS	Lesotho	SI	Slovénie
AM	Arménie	FI	Finlande	LT	Lituanie	SK	Slovaquie
AT	Autriche	FR	France	LU	Luxembourg	SN	Sénégal
AU	Australie	GA	Gabon	LV	Lettonie	SZ	Swaziland
AZ	Azerbaïdjan	GB	Royaume-Uni	MC	Monaco	TD	Tchad
BA	Bosnie-Herzégovine	GE	Géorgie	MD	République de Moldova	TG	Togo
BB	Barbade	GH	Ghana	MG	Madagascar	TJ	Tadjikistan
BE	Belgique	GN	Guinée	MK	Ex-République yougoslave de Macédoine	TM	Turkménistan
BF	Burkina Faso	GR	Grèce	ML	Mali	TR	Turquie
BG	Bulgarie	HU	Hongrie	MN	Mongolie	TT	Trinité-et-Tobago
BJ	Bénin	IE	Irlande	MR	Mauritanie	UA	Ukraine
BR	Bésil	IL	Israël	MW	Malawi	UG	Ouganda
BY	Bélarus	IS	Islande	MX	Mexique	US	Etats-Unis d'Amérique
CA	Canada	IT	Italie	NE	Niger	UZ	Ouzbékistan
CF	République centrafricaine	JP	Japon	NI	Ni	VN	Viet Nam
CG	Congo	KE	Kenya	NO	Norvège	YU	Yougoslavie
CH	Suisse	KG	Kirghizistan	NZ	Nouvelle-Zélande	ZW	Zimbabwe
CI	Côte d'Ivoire	KP	République populaire démocratique de Corée	PL	Pologne		
CM	Cameroun	KR	République de Corée	PT	Portugal		
CN	Chine	KZ	Kazakhstan	RO	Roumanie		
CU	Cuba	LC	Sainte-Lucie	RU	Fédération de Russie		
CZ	République tchèque	LI	Liechtenstein	SD	Soudan		
DE	Allemagne	LK	Sri Lanka	SE	Suède		
DK	Danemark	LR	Libéria	SG	Singapour		
EE	Estonie						

PROCEDE DE TRAITEMENT D'IMAGES OBTENUES PAR FIBRES
MULTICOEURS OU MULTIFIBRES, EN PARTICULIER D'IMAGES
ENDOSCOPIQUES

5

DESCRIPTION

Domaine technique et art antérieur

L'invention concerne le domaine du traitement
d'images, notamment le domaine de traitement d'images
10 obtenues en microendoscopie, par fibres optiques
multicoeurs.

Une fibre multimode classique comporte, comme
illustré sur la figure 1A, un coeur 1 et un manteau 3.

Une fibre multicoeurs est un faisceau de
15 fibres, fondu et étiré, qui forme donc un ensemble
continu. Le manteau de chaque fibre individuelle st
fondu avec les manteaux des coeurs voisins.

A l'intérieur d'une fibre multicoeurs on ne
peut distinguer que des coeurs individuels, le manteau
20 des fibres étant devenu en quelque sorte collectif.

La figure 1B représente une vue en coupe
transversale d'une fibre multicoeurs, les coeurs 24 et
les manteaux 26 étant groupés à l'intérieur d'une
première gaine 28, par exemple en silice, et d'une
25 seconde gaine 30, dite gaine externe ou revêtement
"noir". Le diamètre extérieur D_1 de l'ensemble peut
être par exemple de l'ordre de 200 à 500 μm .

La figure 1C est une vue agrandie de la portion
32 du faisceau de coeurs. Sur cette figure 1C, il
30 apparaît que les coeurs ont des sections transversales
de forme variable, plus ou moins homogène. En
particulier, le diamètre d de chaque coeur, c'est-à-
dire la plus grande distance séparant deux points d'un

même coeur, varie d'un coeur à l'autre. Typiquement d peut, par exemple, varier entre 3 et 4 μm pour une même fibre multicoeurs. De même, la distance moyenne d'un coeur à l'autre n'est pas uniforme et peut par exemple
5 varier, pour une même fibre multicoeurs, de 3 à 3,5 μm .

La notion de fibre multicoeurs est à distinguer de celle de multifibres, qui est un assemblage ou un faisceau de fibres indépendantes placées conjointement et éventuellement collées en bout. L'invention
10 s'applique également aux multifibres.

Les fibres multicoeurs et les multifibres sont utilisées en imagerie, notamment dans le domaine médical. L'endoscopie, et en particulier la microendoscopie, permet au praticien d'acquérir des
15 informations, ou images, des parties intérieures au corps humain, telles que l'estomac, les poumons ou le coeur.

Un dispositif pour la mise en oeuvre d'une telle technique est représenté schématiquement sur la
20 figure 2, où la référence 2 désigne une source de lumière qui est focalisée par une lentille 4 à l'entrée d'un guide de lumière 6. Ce dernier est en fait le plus souvent relié à une pluralité de fibres optiques 8, 10 disposées à la périphérie d'une fibre multicoeurs 12.
25 Un faisceau d'éclairage 14 peut ainsi être dirigé sur une zone 16 d'un objet ou d'un organe à observer, qui réfléchit un rayonnement 18 à l'entrée 20 d'une fibre multicoeurs 12. Cette dernière comportant un faisceau cohérent de coeurs individuels, ceux-ci transmettent
30 donc la lumière de manière ordonnée entre eux, et l'image obtenue en sortie 22 de la fibre multicoeurs correspond à l'image formée à l'entrée 20. Des moyens pour mémoriser, analyser et/ou représenter l'image

peuvent être également prévus en combinaison avec ce dispositif.

Cette technique d'imagerie est décrite par exemple dans les articles de A. Katzir : "Optimal
5 Fibers in Medicine", Scientific American, vol.260(5),
p. 120-125, 1989 et "Optimal Fiber Techniques
(Medicine)", Encyclopédia of Physical Science and
Technology, vol. 9, p. 630-646, 1987.

Pratiquement, une fibre multicoeurs telle que
10 la fibre 12 peut comporter environ 700 à 10000 coeurs,
pour des applications à la microendoscopie.

Dans l'image obtenue par un microendoscope, on
constate la présence d'un réseau des coeurs du faisceau
de fibres. Ce réseau est constitué de régions presque
15 circulaires, dont chacune correspond à un coeur.

Le praticien ou la personne qui examine une
image obtenue par microendoscopie, ou, plus
généralement, obtenue à l'aide d'une fibre multicoeurs,
ne peut donc utiliser l'image brute, directement
20 obtenue en sortie de la fibre. Un traitement numérique
de cette image est nécessaire.

L'article de R. Condé et al. Intitulé
"Comparative Measurements of Image Quality in Image
Guides" paru dans Biomedical Optics'94 décrit un
25 traitement d'une image test d'une mire de Ronchi
obtenue par fibre multicoeur. Ce document ne donne
cependant aucune précision sur la mise en oeuvre
pratique, qui pose de gros problèmes en particulier du
fait de la masse importante de données à traiter,
30 présentes dans chaque image obtenue par une fibre
multicoeur (typiquement de l'ordre de 512x512).

Exposé de l'invention

L'invention a pour objet un procédé de traitement d'une image digitalisée obtenue par une fibre multicoeur, ou par une multifibre, comportant :

1. pour chaque coeur de la fibre multicoeur ou de la multifibre, calcul d'une intensité, égale à la somme des intensités des pixels de l'image qui sont situés à l'intérieur d'une zone, prédélimitée, de délimitation dudit coeur
2. calcul d'une intensité normalisée de chaque coeur, en divisant son intensité transmise, calculée comme dans l'étape 1, par l'intensité transmise par ce même coeur dans une image de référence
3. calcul d'une valeur interpolée de l'intensité de chaque pixel de l'image, en fonction des intensités normalisées de trois coeurs d'un maillage triangulaire prédéterminé et de la position relative du pixel par rapport à ces trois coeurs.

Ce traitement permet, dans l'image obtenue, d'éliminer la présence du réseau des coeurs du faisceau de fibres de la fibre multicoeur ou de la multifibre. Un tel réseau est constitué de régions presque circulaires, dont chacune correspond à un coeur. Ainsi, la distribution d'intensité de l'image devient continue.

L'étape de normalisation, ou de calibrage de la réponse de chaque coeur, permet de tenir compte des différences de réponse des coeurs à un même signal. Ces différences de réponse sont dues entre autres au fait que la distance entre les coeurs varie dans le réseau de fibres, ce qui a pour conséquence des couplages entre les coeurs : pour chaque mode de propagation à l'intérieur d'un coeur individuel, il existe un champ évanescent réparti spatialement dans les zones

intercoeurs et dans les coeurs voisins. Ce champ est d'autant plus important que l'ordre du mode est élevé. Il en résulte que, pour une intensité incidente I_0 à l'entrée d'un coeur, celui-ci transmet en sortie une certaine intensité $I_0 - i_0$, tandis que les coeurs voisins transmettent une intensité i_0 . Des variations de distance entre les coeurs voisins entraînent donc des variations d'intensité ainsi transmises i_0 d'un coeur voisin à un autre coeur voisin.

10 Enfin, la méthode d'interpolation à partir d'un maillage triangulaire prédéterminé est particulièrement bien adapté pour obtenir une image continue, dans le cas d'une image obtenue par une fibre multicoeur ou par une multifibre.

15 La zone prédéterminée autour de chaque coeur peut être définie sur l'image de référence, cette dernière étant transposée sur l'image objet après que celle-ci ait été obtenue. Ainsi, il suffit de faire une seule fois la détermination des zones de délimitation
20 autour de chaque coeur. On utilise ensuite, pour chaque image, la même zone de délimitation.

La zone de délimitation autour de chaque coeur peut être la surface délimitée, dans l'image de référence, par les médiatrices passant :

- 25 - entre le barycentre dudit coeur et le barycentre de chacun des coeurs voisins,
- ou, entre le pixel d'intensité maximum de chaque coeur et le pixel d'intensité maximum de chacun des coeurs voisins.

La première définition (à l'aide des barycentres de coeur) est très pratique car elle ne met en oeuvre que des considérations géométriques.

En ce qui concerne l'étape d'interpolation de la valeur de l'intensité de chaque pixel de l'image objet, chaque pixel peut être avantageusement préalablement muni de l'identification des trois coeurs du maillage triangulaire qui lui correspondent. Là encore, cette identification peut être faite dès le départ, sur l'image de référence, et être ainsi disponible par la suite pour toute image objet.

L'image objet interpolée peut ensuite être rehaussée. Cette étape permet d'améliorer le contraste de l'image.

15

Le procédé tel que décrit ci-dessus peut également comporter les étapes préalables suivantes de traitement d'une image digitalisée de référence :

- 1'. recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, de chaque coeur dans l'image de référence.
- 2'. calcul de la zone de délimitation autour de chaque coeur.

Ces étapes permettent de déterminer, une fois pour toutes, les éléments de référence (point à l'intérieur de chaque coeur : barycentre ou pixel d'intensité maximale ; zone de délimitation autour de chaque coeur, qui pourra être réutilisée par la suite dans tout traitement d'image objet).

Avantageusement, on réalise, après digitalisation des pixels de l'image de référence, le calcul d'un masque numérique qui délimite la zone de l'image à l'intérieur de laquelle, pour chaque coeur, la recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité

maximale, et le calcul de la zone de délimitation doivent être effectués. Cette étape de calcul d'un masque numérique permet, par la suite, d'appliquer les opérations de traitement uniquement dans la zone
5 délimitée par ce masque : on limite ainsi le nombre d'opérations et le temps de calcul.

La recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, peut être faite après avoir déterminé, pour chaque pixel de l'image de référence,
10 l'ensemble des pixels qui l'entourent et qui sont d'intensité supérieure à un certain seuil donné T. On procède ainsi par regroupement, à partir de chaque pixel, et on attribue un numéro au coeur correspondant, c'est-à-dire à l'ensemble des pixels ainsi regroupés
15 pour chaque coeur.

Pour chaque pixel de l'image de référence, on peut déterminer, notamment à l'aide de ses coordonnées, si on est en présence d'un pixel situé au bord de l'image, ou pas.

20 Ainsi, les déterminations des pixels d'intensité supérieure à T peut évoluer linéairement, et changer de direction dès qu'un pixel d'intensité inférieure à un seuil T est rencontré, ou bien dès qu'un pixel de bord est détecté.

25 Dans l'image de référence, la zone de délimitation associée à chaque coeur peut être obtenue en associant, au barycentre ou au pixel d'intensité maximale de chaque coeur, une surface limitée par les médiatrices entre ledit coeur et chacun des coeurs
30 voisins. Ainsi, on attribue chaque pixel à une zone autour d'un coeur. En outre, le calcul d'une médiatrice entre deux points de coordonnées définies est aisé à réaliser. Le calcul des surfaces délimitées par les

médiatrices est donc lui aussi aisé à réaliser. Cet aspect est important dans la mesure où le nombre de coeurs à traiter, à l'intérieur d'une même fibre multicoeur, peut être très élevé (de l'ordre de
5 plusieurs milliers).

Dans le cas où les coeurs fusionnés sont présents, ce qui peut arriver très souvent, mais avec une importance variable d'une fibre multicoeur à l'autre, une étape de détermination de la présence de
10 coeurs fusionnés et du barycentre ou du pixel d'intensité maximale, de chacun des coeurs de chaque groupe de coeurs fusionnés peut être réalisée. Ainsi, tous les coeurs, sans exception, y compris ceux qui sont fusionnés avec des coeurs voisins, sont traités de
15 la même manière dans l'image de référence, et donc également dans toute image objet.

Avantageusement, la sous étape de traitement d'un groupe de coeurs fusionnés comporte :

- la détermination du barycentre géométrique des pixels
20 faisant partie du groupe de coeurs fusionnés.
- la détermination d'une direction de fusion, d'une direction de coupure, et de points de coupure du groupe de coeurs fusionnés.
- la coupure du groupe de coeurs fusionnés selon la
25 direction de coupure, en chaque point de coupure.

Avantageusement, le procédé, avec étape préalable de traitement de l'image de référence, peut comporter en outre une étape préalable de détermination d'un maillage triangulaire de l'image de référence,
30 telle que chaque pixel fasse partie d'un triangle.

Ainsi, pour toute image objet, on dispose d'un maillage triangulaire prédéterminé permettant, pour tout pixel de cette image objet, de calculer une

interpolation en fonction des intensités normalisées des pixels constituant les sommets du triangle dont fait partie le pixel considéré de l'image objet.

L'étape de détermination d'un maillage triangulaire peut comporter :

- 5 - une sous-étape de détermination, pour chaque barycentre ou point d'intensité maximale, des barycentres ou points d'intensités maximales immédiatement voisins, et de détermination des pixels
10 qui appartiennent à chaque triangle formé par deux barycentres ou points d'intensité maximale, choisis voisins l'un de l'autre parmi les barycentres ou points d'intensité maximale immédiatement voisins du barycentre ou point d'intensité maximale considéré,
15 et par ce dernier
- pour les pixels n'ayant aucun triangle attribué par la sous-étape précédente, une sous étape de :
 - * recherche des deux pixels les plus proches appartenant à un triangle,
 - 20 * détermination des trois barycentres, ou points d'intensité maximale, les plus proches du pixel considéré, parmi les six barycentres ou points d'intensité maximale, constituant les sommets des deux triangles auxquels appartiennent les deux
25 pixels les plus proches du pixel considéré.

Le fait de distinguer entre les triangles ayant deux sommets alignés horizontalement et les autres permet de réduire le temps de calcul par un facteur environ égal à 2.

30 La technique de traitement d'images objet de l'invention peut être appliquée à des images en noir et blanc ou bien à des images couleurs. Dans ce dernier cas, l'image est décomposée en trois images de base,

une pour chacune des couleurs Rouge, vert, Bleu (R, G, B). Chaque image de base peut alors être traitée par le procédé objet de la présente invention. Pour fournir une image en couleurs, le dispositif correspondant fait
5 usage d'une caméra adaptée.

Brève description des figures

De toute façon, les caractéristiques et avantages de l'invention apparaîtront mieux à la
10 lumière de la description qui va suivre. Cette description porte sur les exemples de réalisation, donnés à titre explicatif et non limitatif, en se référant à des dessins annexés sur lesquels :

- les figures 1A, 1B et 1C représentent des
15 vues en coupe transversale d'une fibre optique et d'une fibre multicoeur,

- la figure 2 est une représentation schématique d'un dispositif d'endoscopie,

- la figure 3 est une représentation
20 schématique, en bloc, du système informatique utilisé,

- les figures 4A et 4B représentent des images brutes obtenues à l'aide d'une fibre multicoeur, en lumière blanche (image de référence : figure 4A) et pour une image objet (figure 4B),

25 - la figure 5 représente des coeurs d'une image obtenue, des pixels de l'image, et des zones géométriques de l'image permettant de traitement de celle-ci,

- la figure 6 illustre schématiquement un
30 procédé d'interpolation d'une image obtenue,

- les figures 7A à 7E illustrent des étapes de traitement d'une image de référence,

- la figure 8 représente une partie d'une image, avec des coeurs fondus,

- les figures 9A à 9C représentent des étapes de traitement des groupes de coeurs fusionnés,

5 - la figure 10 est un organigramme résumant des étapes du traitement d'une image de référence (procédure de segmentation),

- les figures 11A à 11C schématisent des étapes de détermination d'un maillage triangulaire,

10 - la figure 12 illustre une méthode d'extension d'histogramme, pour réaliser une étape de rehaussement de l'image.

15 Description détaillée de modes de réalisation de l'invention

Le traitement d'image endoscopique, conforme à l'invention, peut être mis en oeuvre à l'aide d'un dispositif tel que celui illustré sur la figure 2. Cette figure a déjà été partiellement commentée ci-dessus. Les images de l'objet 16 obtenues en sortie 22 peuvent être visualisées par une caméra ou tout autre dispositif de visualisation 34, par exemple relié à un ordinateur 36 comportant un écran de visualisation 37 et un clavier 38. L'écran permet en particulier de
25 représenter une image après un traitement conforme à l'invention.

L'ordinateur comporte une section de calcul avec microprocesseur et toutes les composantes électroniques nécessaires au traitement des images
30 obtenues.

La figure 3 est une représentation simplifiée, en bloc, des composantes de l'ordinateur. Un microprocesseur 39 est relié, par un bus 40, à des

mémoires RAM 41 pour stocker des données, à une mémoire ROM 42 dans laquelle les instructions du programme de traitement réalisé peuvent être mémorisées. Le système comporte en outre le dispositif de visualisation, ou
5 écran, 37 et le clavier 38.

Un ordinateur personnel, du type POWER PC (800-80 AV) peut être utilisé en tant qu'ordinateur 36 dans le cadre de la présente invention.

Le schéma représenté sur la figure 2 permet une
10 exploitation "immédiate", par un opérateur, des images visualisées. Dans le cas d'images médicales, ledit opérateur peut être un praticien qualifié, pouvant analyser des images traitées.

Dans d'autres cas, l'opérateur, par exemple un
15 praticien généraliste, ne saura pas analyser l'image traitée. Dans ce cas, cette dernière peut être mémorisée et envoyée à un site d'analyse, par exemple à un laboratoire d'analyse spécialisé. Ce dernier établit, au vu de l'image, un diagnostic, qu'il
20 communique ensuite au praticien généraliste. Celui-ci peut alors par exemple diriger, en fonction du diagnostic, le patient vers un médecin spécialisé. L'ensemble du dispositif illustré sur la figure 2 (fibre multicoeur, caméra 34, ordinateur 36) présente
25 un encombrement faible, et peut donc facilement faire partie de l'instrumentation dont peut disposer un médecin généraliste. La transmission des images, à distance, au site d'analyse ou au laboratoire d'analyse peut être faite par tout moyen approprié, par exemple
30 en stockant les images sur des disquettes envoyées audit laboratoire. Un autre moyen consiste à envoyer les données au site ou au laboratoire d'analyse par un

réseau électronique de type Internet auquel le généraliste et le laboratoire sont reliés.

Les images visualisées sur l'écran 37 sont les
5 images obtenues en sortie 22 de fibres multicoeurs et
sont du type de celles représentées sur les figures 4A
et 4B. Chaque image représente un réseau des coeurs
individuels de la fibre multicoeur ou de la multifibre.
Ce réseau est constitué de régions presque circulaires,
10 dont chacune correspond à un coeur. Sous sa forme
brute, l'image ainsi directement obtenue est
inutilisable par un praticien ou un opérateur, et il
est nécessaire de la traiter pour que celui-ci puisse
la lire et l'interpréter.

15 Dans tous les cas, le procédé selon l'invention
permet au praticien ou à l'opérateur de retrouver
pratiquement, à partir de l'image non traitée et
inutilisable, une image pouvant être utilisée.

La figure 4A représente schématiquement l'image
20 obtenue en exposant la fibre multicoeur à un éclairage
blanc uniforme : Pour cela, une source de lumière
blanche est disposée à l'entrée de la fibre multicoeur,
à la place de l'objet 16 sur la figure 2.

La figure 4B représente l'image obtenue
25 lorsqu'un corps 16 (figure 2) est examiné : la source 2
émet un rayonnement qui va éclairer ce corps, qui lui-
même renvoie un rayonnement dans la fibre multicoeur ;
ce rayonnement réfléchi constitue l'image comportant
l'information qui va être traitée.

30 Chacune des images (image de référence, image
objet) est en fait constituée d'un ensemble de NxN
points, ou pixels. A chaque pixel correspond une valeur
numérique, l'intensité digitalisée, qui est une

fonction de la position $p(x,y)$ du point, ou pixel, dans le plan de l'image. La figure 5 représente la superposition d'une partie de l'image brute, représentant les images des coeurs, avec des pixels de l'image, symbolisés par des croix sur le réseau de l'image des coeurs. Sur cette figure 5, on voit que les pixels sont situés à l'intérieur des coeurs, d'autres pixels étant situés entre des coeurs voisins. Le nombre de pixels et le nombre de coeurs représentés sur la figure 5 ne sont pas dans un rapport qui correspond à la réalité. En pratique, l'image peut comporter la trace de plusieurs milliers de coeurs, pour plus de 250000 pixels (512x512).

Par conséquent, la partie de l'image qui correspond à chaque coeur est formée d'un ensemble de pixels ayant certaines intensités. Il est possible de schématiser chaque coeur par un pixel unique qui rassemble l'information, ou intensité, moyenne des pixels qui forment son image. Ainsi, comme on le verra plus loin, on peut associer à chaque coeur les coordonnées d'un point qui est par exemple le barycentre des pixels rassemblés dans son image. Ce barycentre est affecté d'une intensité pouvant être la somme des intensités des pixels qui forment l'image du coeur considéré.

Pour éliminer l'image du réseau des coeurs, il faut déterminer, pour les pixels situés dans les régions intercoeurs, de nouvelles valeurs d'intensité. Celles-ci sont obtenues par interpolation des intensités des coeurs voisins. Selon la présente invention, un traitement à partir des trois coeurs "les plus proches" de chaque pixel permet une interpolation efficace dans un temps acceptable du point de vue

pratique. Pour chaque pixel, les trois coeurs permettant l'interpolation, ou le triangle délimité par ces trois coeurs, peuvent être repérés sur l'image de référence : dans la mesure où la même fibre multicoeur
5 est conservée d'une image objet à une autre, la même image de référence peut être établie, une fois pour toutes, pour toutes les images objets.

Ainsi, si la figure 5 représente une partie de l'image de référence, des triangles d'interpolation 54,
10 56, 58 seront identifiés. Chaque pixel, à l'intérieur d'un triangle donné, se verra affecté d'un code représentant ledit triangle. Un tel code peut être par exemple les numéros des coeurs, si ceux-ci sont numérotés, ou bien les coordonnées des centres ou des
15 barycentres de ces coeurs. La première solution est préférable car elle nécessite beaucoup moins de place pour stocker l'information relative au codage.

Il a été dit plus haut que chaque coeur pouvait être repéré par un seul point, affecté d'une intensité
20 globale. En fait, pour avoir une évaluation exacte de la réponse de chaque coeur, on associe à chaque coeur, conformément à la présente invention, la somme des intensités des pixels de l'image qui sont situés à l'intérieur d'une zone 52, dite zone de délimitation
25 dudit coeur. Une technique de délimitation de ces zones sera expliquée plus loin.

La procédure d'interpolation peut être expliquée en liaison avec la figure 6, qui représente
30 l'intensité I (coordonnée Z) intégrée (c'est-à-dire obtenue comme il vient d'être expliqué) associée à chaque coeur, en fonction de la position (XY) du coeur, ou de son barycentre, dans l'image. Sur la figure 6, on

s'intéressera plus particulièrement aux coeurs repérés par les lettres a, b, c dont les coordonnées sont respectivement (X_a, Y_a) , (X_b, Y_b) , (X_c, Y_c) et aux points $A(X_a, Y_a, I_a)$, $B(X_b, Y_b, I_b)$, $C(X_c, Y_c, I_c)$ dans l'espace XYZ. L'interpolation bilinéaire est calculée sur la surface triangulaire déterminée par les barycentres des trois coeurs : les intensités des pixels p contenus dans la zone triangulaire entre les coeurs a, b, c (zone 60 sur la figure 6) sont remplacées par des valeurs d'intensité interpolée. La

De manière plus précise, si on considère le point interpolé P dans le triangle A, B, C, on a :

$$\overline{OP} = \overline{OA} + \overline{AP} = \overline{OA} + (\alpha \overline{AB} + \beta \overline{AC}),$$

ou, en terme de coordonnées cartésiennes :

$$X_p = X_a + \alpha(X_b - X_a) + \beta(X_c - X_a) \quad (2.1)$$

$$Y_p = Y_a + \alpha(Y_b - Y_a) + \beta(Y_c - Y_a) \quad (2.2)$$

$$Z_p = Z_a + \alpha(Z_b - Z_a) + \beta(Z_c - Z_a) \quad (2.3)$$

De ces équations, on peut déduire Z_p , qui est la valeur d'intensité interpolée associée au point p.

Par rapport aux techniques de traitement d'images par convolution, la présente méthode ne nécessite que de réaliser que deux multiplications et trois additions par point ou pixel. Une technique de convolution nécessite, pour chaque pixel, au moins N^2 multiplications et N additions, avec $N \geq 2$ ou 3 (le plus souvent $N \geq 3$).

Un traitement pouvant être appliqué à l'image de référence va maintenant être décrit. Ce traitement permet, pour chaque coeur individuel, d'identifier un point particulier dans ce coeur, de lui affecter une intensité correspondant à l'intensité globale véhiculée par le coeur (cette partie du traitement est résumé sur la figure 10 sous forme d'organigramme), et, pour chaque pixel, de repérer les trois coeurs, qui permettront de calculer son intensité interpolée de la manière décrite ci-dessus.

Tout d'abord, il est préférable de délimiter la surface circulaire du réseau des coeurs qui contient l'information utile pour le traitement ultérieur. Cette délimitation permet un gain du temps de calcul et du nombre d'opérations.

Pratiquement, un masque numérique pour l'image de la fibre est défini, qui permet de distinguer d'une part les pixels de la fibre multicoeurs, et d'autre part les pixels situés dans la région entre la fibre multicoeurs et la gaine externe de la fibre (gaine référencée 30 sur la figure 1B) et au-delà de cette région. La figure 7A représente l'image de référence obtenue en éclairage blanc. La référence 62 désigne la surface circulaire du réseau des coeurs de la fibre multicoeurs : cette surface contient l'information utile pour le traitement de l'image. La détermination d'un masque numérique, qui délimite cette surface, permet d'appliquer les opérations ultérieures seulement dans cette région, et donc de réduire le nombre d'opérations et le temps de calcul. Pour cela, un balayage de gauche à droite de l'image est réalisé, sur chaque ligne de l'image de référence (c'est-à-dire de

l'image obtenue avec éclairage en lumière blanche) jusqu'au pixel qui a une intensité supérieure à un seuil donné. Parmi les pixels obtenus pour toutes les lignes, celui avec la colonne d'ordre minimal à partir
5 de la gauche détermine la colonne extrême gauche, représentée schématiquement sur la figure 7A par une ligne en traits interrompus 64. De la même manière, on détermine la colonne extrême droite 66, la ligne extrême supérieure 68 et la ligne extrême inférieure
10 70. Le seuil appliqué (le même pour tous les côtés de l'image) est défini selon le niveau de bruit de l'image. Ensuite, les pixels situés à l'intérieur de l'image 62 sont codés à "0", tandis que les autres pixels sont codés à "1". Ce codage est enregistré dans
15 une matrice de même taille que l'image de référence.

L'étape suivante permet de rechercher, pour chaque coeur, un point qui va représenter le coeur tout entier, et auquel va être affecté l'intensité globale
20 du coeur. Ce point peut être notamment le barycentre de chaque coeur.

La recherche est faite selon la méthode de segmentation par croissance de région. Elle permet de regrouper les pixels contigus appartenant au même
25 coeur. Pour chaque pixel de l'image de référence 62, on définit quatre connexions, selon le schéma représenté en figure 7C. Pour chaque connexion, un seuil T est défini (figure 10 : étape 80), tel que, pour tout pixel de coordonnée (x_1, y_1) :

30 si $I_p(x_1, y_1) > T$, alors : $p(x_1, y_1) \in C_k$,
où $I_p(x_1, y_1)$ désigne l'intensité du pixel de coordonnées (x_1, y_1) et C_k désigne le coeur numéro k.

A mesure que les pixels voisins sont rassemblés, un numéro k est attribué au coeur correspondant (figure 10 : étape 82). La méthode de rassemblement s'applique d'une manière récursive pour
5 chaque pixel de 4 connexions. Le cas des pixels à moins de 4 connexions n'est constaté que pour les pixels situés au bord de l'image. Dans la recherche, il y a un test sur ces pixels et dès qu'un pixel de bord est détecté, la recherche dans cette direction s'arrête et
10 continue dans une autre direction.

Une fois que les pixels d'un même coeur C_k sont rassemblés, on limite (figure 10 : étape 84) le coeur par une fenêtre, ou surface, dont :

- le bord supérieur est défini par le pixel $p(x,y)$ dont
15 l'ordonnée y est maximale dans C_k ,
- le bord inférieur est défini par le pixel $p(x,y)$ dont l'ordonnée y est minimale dans C_k ,
- le bord latéral gauche est défini par le pixel $p(x,y)$ dont l'abscisse x est minimale dans C_k ,
- 20 - le bord latéral droit est défini par le pixel $p(x,y)$ dont l'abscisse x est maximale dans C_k ,

Il est ensuite possible de calculer le barycentre des pixels regroupés sous la désignation "coeur n° k " (figure 10 : étape 86). On peut aussi
25 déterminer, parmi les pixels d'un coeur déterminé, le pixel d'intensité maximale dans l'image de référence.

Le seuil T est déterminé à partir de l'histogramme cumulé des intensités de l'image de référence (en ne tenant compte que des pixels situés à
30 l'intérieur de la fibre, en utilisant le masque défini), et il est basé sur les informations données

par le fabricant. De manière plus précise, à partir des données relatives au diamètre du coeur, au nombre des coeurs de la fibre, le nombre moyen de pixels est calculé selon la relation suivante :

5

$$N_{pc} = (N_{pb} \times A_{mc}) / A_{mb}$$

où A_{mc} désigne la surface d'un coeur (en μm^2) calculée à partir du diamètre du coeur ; A_{mb} désigne la surface
10 de la section de la fibre multicoeurs (en μm^2) définie selon les données du ; N_{pb} désigne le nombre de pixels dans l'image de la fibre multicoeurs, ou encore la surface de la section de la fibre multicoeurs en pixels définie à partir de l'histogramme cumulé ; N_{pc} désigne
15 le nombre de pixels du coeur, ou encore la surface moyenne de chaque coeur individuel, en pixels.

Il est possible que les fibres se déforment pendant leur étirage à chaud, et le diamètre des coeurs peut donc diminuer ou augmenter suivant une direction.
20 Les coeurs n'ont alors plus la forme circulaire. Donc, le nombre de pixels obtenus n'a qu'une valeur moyenne. En multipliant le nombre de coeurs par la surface (en nombre de pixels) d'un coeur individuel, on obtient la surface "utile" de la fibre multicoeurs. Ensuite, à
25 partir de l'histogramme cumulé tel que celui illustré sur la figure 7D, et qui regroupe, en abscisse, le niveau cumulé de gris et en ordonnée le nombre de pixels, on définit le niveau de gris qui correspond à cette surface "utile". L'histogramme donne, pour chaque
30 classe de niveaux de gris, le nombre de pixels dont le niveau de gris se situe dans cette classe ou dans une classe de niveau de gris inférieur : le seuil de

segmentation T est défini par la valeur de niveau de gris qui correspond à la surface utile, mesurée en pixels. La recherche se fait en se déplaçant de la droite vers la gauche (en niveau de gris), sur l'histogramme cumulé, jusqu'à ce que la valeur de la surface utile (en nombre de pixels) des coeurs soit atteinte.

Il faut considérer de manière particulière le cas des coeurs fusionnés. En effet, au cours de la réalisation des fibres multicoeurs, certains coeurs individuels peuvent se trouver suffisamment proches l'un de l'autre pour que, lors de l'étirage à chaud, ils fusionnent. L'image de ces coeurs individuels, sur l'image de référence ou sur une image objet, n'est alors plus de forme sensiblement circulaire, comme sur la figure 5. Au contraire, comme illustré sur la figure 8, qui représente une partie d'une section d'une fibre multicoeur, les groupes de coeurs fusionnés 72, 74 présentent une extension suivant une certaine direction. La référence 72 désigne un groupe de deux coeurs fusionnés, la référence 74 un groupe de trois coeurs fusionnés.

On peut réaliser un test (figure 10 : étape 88) sur la surface de chaque coeur, obtenue par regroupement de la manière déjà expliquée ci-dessus, pour déterminer si l'on est en présence d'un groupement de coeurs fusionnés, ou pas. Ainsi, on peut définir un seuil sur le nombre de pixels de chaque classe C_k obtenue pour déterminer si on est dans le cas de la fusion de plusieurs coeurs (figure 10 : étape 92), ou non. Ce seuil est donné par la relation :

$$N_{pf} > (1 + \Delta_n) N_{pc},$$

où N_{pf} désigne le nombre de pixels calculé dans un coeur fusionné (la signification de N_{pc} a déjà été donnée ci-dessus). Le paramètre Δ_n dépend de l'importance de l'effet d'intermodulation (ou de couplage entre les coeurs, tel que déjà défini plus haut) au niveau de l'image. En général, il varie entre 0,3 et 0,8, et dépend aussi de la valeur T de seuil globale. Par exemple pour 6000 coeurs, avec peu d'effet de couplage, une valeur élevée de Δ_n (de l'ordre 0,6-0,7) convient. Par contre, pour une fibre de 10000 coeurs, où l'effet de couplage est assez important, on choisit Δ_n de l'ordre 0,3-0,4.

Une fois qu'un groupe de coeurs fusionnés est détecté, la question qui se pose est de savoir comment, sur une image obtenue à l'aide d'une fibre multicoeur, on peut retrouver la contribution de chacun des coeurs individuels qui sont fusionnés ensembles. A chaque groupe de coeurs fusionnés, tel que le groupe 74 (figure 9A) on attribue une fenêtre 76 qui englobe ce groupe. Cette fenêtre est déterminée, et passe, par les quatre points, ou pixels, dont une des deux coordonnées (colonne, ligne) est la plus grande ou la plus petite parmi tous les pixels du groupe 74. Ainsi, la fenêtre 76 passe par les points E et G qui sont respectivement les points les plus à droite et les plus à gauche du groupement 74, et par les points F et H qui sont respectivement les points les plus hauts et les plus bas du groupement 74.

Le barycentre géométrique $P_b(x,y)$ des pixels qui sont à l'intérieur du groupement 74 est ensuite déterminé : on effectue la moyenne des numéros de ligne et des numéros de colonne de tous les pixels appartenant au groupement 74.

On établit ensuite la direction de la fusion (figure 10 : étape 94). De manière stricte, cette direction (par exemple la direction Δ sur la figure 9A) peut en principe être quelconque dans le plan de l'image. Pratiquement, on se fixe quatre directions dans la fenêtre attribuée aux groupements fusionnés. Ainsi, sur la figure 9B, sont sélectionnées les directions verticales D_v , horizontale D_h et les deux directions à $\pm 45^\circ$, D_+ et D_- . Le nombre de pixels situés à l'intérieur du groupement 74, le long de chacune de ces directions, est calculé. On retient, comme direction de fusion, celle de ces quatre directions le long de laquelle le nombre de pixels est maximum. Ainsi, sur la figure 9B, c'est la direction horizontale D_h qui est retenue comme direction de fusion. La direction perpendiculaire (dans le cas de la figure 9B : D_v) est alors qualifiée de direction de coupure.

On part ensuite du barycentre P_b de la classe 74, et on effectue un déplacement, suivant la direction de fusion. Dans le cas où il y a une fusion horizontale, le sens de déplacement est vers l'extrême gauche de la fenêtre. Dans le cas d'une fusion verticale, le sens de déplacement est vers le haut. Dans le cas d'une fusion à $+45^\circ$ (-45° respectivement)

le sens de déplacement est vers l'extrême droite, en haut (respectivement extrême gauche, en haut). Ces sens respectent le balayage de l'image (de haut en bas, et de gauche à droite). On rencontre donc successivement
5 tous les pixels suivant la direction de fusion, et on mesure la variation d'intensité entre deux pixels adjacents. La figure 9C représente cette variation le long de la direction D_h , de part et d'autre du barycentre P_b . Lorsqu'un minimum est rencontré, c'est-
10 à-dire au point K, celui-ci est interprété comme un point de coupure de la fusion (figure 10 : étape 96). On fait donc passer par le point K une droite de coupure, parallèle à la direction de coupure D_v . Cette droite de coupure délimite deux coeurs, l'un par
15 rapport à l'autre, à l'intérieur d'un même groupe de coeurs fusionnés.

On peut ensuite, pour chacun des coeurs d'un même groupe de coeurs fusionnés, calculer le barycentre, ou le point d'intensité maximale, auquel on
20 attribue l'intensité totale transmise par le coeur.

Lorsque la procédure de segmentation est terminée, on fait un test sur le nombre total des coeurs C_k obtenus par segmentation. Si celui-ci est
25 inférieur à un seuil donné (une fraction (par exemple 80-85%) du nombre total de coeurs donné par le fabricant) l'opération de segmentation est recommencée (figure 10 : étape 90), mais sans tenir compte des pixels qui appartiennent déjà à un coeur détecté. Par
30 ailleurs, au cours de cette deuxième itération, on

baisse le seuil de segmentation pour pouvoir regrouper les pixels de faible intensité.

Le seuil défini pour cette opération dépend du type de fibre et du nombre total de coeurs dans la fibre. En général, il est compris entre 70 et 80% du nombre total de coeurs donné par le fabricant.

Ce cas se présente plutôt pour les pixels qui se trouvent au bord de l'image : à cause du bruit, ils sont de faible intensité.

10

Une méthode de détermination d'un maillage triangulaire de l'image va maintenant être exposée. Cette méthode permet d'attribuer, à chaque pixel, un triangle à partir duquel l'interpolation pourra être réalisée.

Pour rassembler les coeurs de l'image en groupe de trois, la méthode la plus rapide est de déterminer d'abord, pour chaque coeur, l'ensemble de ses voisins, puis de faire le regroupement à partir de cet ensemble.

20

La matrice des points représentatifs des coeurs est balayée par une fenêtre carrée, centrée sur le plan représentatif de chaque coeur. La taille de la fenêtre dépend de l'espace intercoeur et du type de fibre ; ces informations sont données par le fabricant de la fibre.

Typiquement, des fenêtres de taille 10 pixels x 10 pixels, ou encore 7 pixels x 7 pixels, conviennent.

Tous les coeurs dont le point représentatif se situe à l'intérieur de cette fenêtre font partie du voisinage du coeur central de la fenêtre carrée. La figure 11A

représente un point représentatif C_k d'un coeur, la fenêtre 100 centrée sur ce coeur et l'ensemble des

coeurs $C_{k,1}, \dots, C_{k,5}$ qui font partie du voisinage du coeur C_k .

Les triangles sont ensuite construits à partir d'un coeur central et de deux coeurs voisins consécutifs. Ainsi, sur la figure 11A, le triangle 102 est déterminé à partir des coeurs $C_k, C_{k,1}, C_{k,2}$. Le triangle 104 est déterminé à partir du coeur C_k et de $C_{k,2}$ et $C_{k,3}$. Une fois qu'un triangle est déterminé, par exemple le triangle 102, tous les pixels qu'il contient sont affectés d'un codage, qui représente ce même triangle. Autrement dit, pour chaque pixel à l'intérieur du triangle dont les sommets sont $C_k, C_{k,1}, C_{k,2}$, l'interpolation sera faite par rapport à ces trois sommets.

De manière plus précise, pour déterminer les pixels appartenant à un triangle de sommet S_1, S_2, S_3 , une procédure est appliquée, qui va être décrite en liaison avec la figure 11B :

1. Déterminer les sommets supérieur S_1 , inférieur S_3 et le sommet "milieu" S_2 (situé entre les deux autres sommets, sur un axe vertical).
2. Diviser la surface du triangle en deux parties séparées par la ligne horizontale L_h qui contient le sommet "milieu" S_2 du triangle.
3. Déterminer les côtés P_{12}, P_{13} du triangle qui lient le sommet supérieur S_1 aux sommets inférieur S_3 et "milieu" S_2 .

4. Balayer ligne par ligne à partir du sommet supérieur S_1 et déterminer la tranche de la ligne située entre les deux côtés définis P_{12} et P_{13} .
5. Coder les pixels se situant sur la tranche de la
5 ligne, et leur attribuer les trois coeurs S_1 , S_2 , S_3 constituant les sommets du triangle.
6. À chaque traitement d'un pixel, vérifier si il est codé ou non (on évite ainsi le recouvrement des triangles).
- 10 7. Refaire les mêmes opérations (3-6) pour la partie inférieure du triangle sauf que cette fois-ci on tient compte du côté P_{23} du triangle qui lie le sommet "milieu" S_2 au sommet inférieur S_3 .

De préférence, avant de traiter un triangle, on
15 détermine si un des côtés du triangle est aligné horizontalement avec une ligne de pixels ou pas. Si le triangle n'est aligné avec aucune ligne de pixels, on procède de la manière décrite ci-dessus (étapes 1 à 7). Si un des côtés est aligné avec une ligne de pixels, il
20 n'est alors pas nécessaire de faire la différenciation, pour le triangle concerné, entre partie du haut et partie du bas du triangle. Le fait de faire ce test permet de diviser le temps de traitement par un facteur de l'ordre de 2. En effet, dans le cas particulier d'un
25 triangle dont un des côtés est aligné sur une ligne de pixels, le temps de remplissage du triangle avec les pixels est nettement inférieur au temps de remplissage d'un triangle dont les sommets sont disposés de manière quelconque.

30 La procédure décrite ci-dessus ne permet pas d'inclure tous les pixels dans un triangle. Une fois la

procédure de triangulation terminée, il est préférable de vérifier s'il y a des pixels qui n'ont aucun triangle associé. Ceci est aisé puisque, ainsi qu'on l'a dit ci-dessus, dès qu'un pixel est attribué à un triangle, on lui affecte un codage correspondant à ce triangle. Le cas de pixels n'ayant aucun triangle associé va être décrit en liaison avec la figure 11C. Sur cette figure, on a représenté deux triangles C_k , C_{k1} , C_{k2} et C_L , C_{L1} , C_{L2} , déterminés de la manière décrite ci-dessus. Un pixel $p(x,y)$ est compris entre ces deux triangles, mais n'appartient à aucun. Une méthode consiste alors à effectuer une recherche dans une direction spécifique, par exemple la direction horizontale, pour trouver les pixels les plus proches appartenant à un triangle. Par exemple, dans le cas de la figure 11C, une exploration suivant la ligne passant par le pixel $p(x,y)$ permet de déterminer les pixels $p(x-d_1,y)$ et $p(x+d_2,y)$ situés respectivement à une distance d_1 et à une distance d_2 à gauche et à droite de $p(x,y)$. Ces pixels appartenant chacun à un triangle, ils ont été préalablement codés en fonction du triangle auquel ils appartiennent. Chaque pixel détermine donc un ensemble de trois sommets. Les distances du pixel $p(x,y)$ aux six sommets sont calculées et ordonnées. On en déduit les trois coeurs, ou points représentatifs des coeurs, les plus proches du pixel $p(x,y)$. On associe ces trois coeurs à ce pixel : ainsi, sur la figure 11C, la distance de $p(x,y)$ à chacun des sommets C_k , C_{k1} , C_{k2} , C_L , C_{L1} , C_{L2} sera successivement

calculée. On en déduira que $p(x,y)$ est associé au triangle C_k , C_{k1} , C_{k2} .

De cette manière, tous les pixels appartiennent à un triangle et un seul. Le fait de tenir compte des pixels n'appartenant à aucun triangle permet d'améliorer l'image, en particulier au bord, par rapport au cas où on n'en tient pas compte.

La réponse de chaque coeur au signal lumineux qu'il reçoit est définie par la somme des intensités des pixels appartenant à ce coeur. Pour avoir une évaluation exacte de cette réponse, on associe à chaque coeur une surface, par exemple limitée par les médiatrices entre le coeur central C_k (voir figure 7E) et chacun des coeurs voisins C_{k1} , C_{k2} , ... C_{k5} . De manière encore plus précise, on prend les médiatrices entre le barycentre (ou le centre, ou le point d'intensité maximale) et le barycentre (ou le centre, ou le point d'intensité maximale) de chacun des coeurs voisins. D'autres délimitations sont possibles, mais celle faite à l'aide des médiatrices permet de diviser la surface du faisceau de coeurs en polygones adjacents ; de plus, chaque pixel de l'image appartient ainsi à une, et seulement une, région C_k . En outre cette méthode de division est aisée à mettre en oeuvre pour les quelques milliers de coeurs dont on dispose.

La délimitation de ces coeurs fusionnés par rapport aux autres coeurs, individuels et non fusionnés, se fait de la même manière.

Les techniques de rehaussement de l'image reconstituée, mises en oeuvre dans le cadre de la

présente invention, vont être exposées ci-dessous. Le rehaussement du contraste est important lorsque la perception visuelle de l'information dans l'image est limitée par de faibles variations de niveau de gris des différentes structures de l'image. Le rehaussement modifie l'apparence d'une image, de manière à ce qu'un observateur, ou une machine, puisse extraire plus facilement une certaine information désirée.

Les techniques de rehaussement décrites ci-dessous sont basées sur la redéfinition de la valeur des pixels de l'image originale, par modification de l'histogramme. Le rehaussement est obtenu en redéployant l'histogramme des intensités pour donner un poids égale à tous les niveaux de gris. Ainsi, on force des pixels de niveau d'intensité très dense à occuper d'autres niveaux moins denses, et l'échelle des gris est élargie. Ceci a pour conséquence une augmentation sensible du contraste. En fait, cela revient à attribuer à chaque pixel une nouvelle valeur de niveau de gris, par l'intermédiaire d'une fonction F de transformation :

$$I_p^t = F\left(I_p, x, y, q_1, \dots, q_m\right)$$

où I_p^t représente la valeur transformée du pixel p , I_p la valeur originale du pixel p , x, y les coordonnées du pixel p dans l'image, et q_1, \dots, q_m des paramètres de transformation.

Selon une première approche (dite globale) la fonction F est appliquée à chaque pixel, indépendamment de son voisinage, et elle est déterminée à partir de l'histogramme de toute l'image.

La section de l'histogramme à "élargir" est déterminée à partir d'un seuil S fixé a priori. Les intensités dont le nombre de pixels dépasse le seuil S, font partie de la section à "élargir". La valeur du seuil S est estimée à l'oeil et dépend du niveau du contraste de l'image originale.

Comme la figure 12 le représente, une nouvelle gamme dynamique est définie. Elle est limitée par les deux intensités extrêmes, I_{\max} et I_{\min} , de la section.

Les L niveaux de gris de la gamme dynamique (par exemple : $L=256$) sont distribués sur la nouvelle gamme dynamique, afin de déterminer le pas Δ_q de quantification :

$$\Delta_q = L / (I_{\max} - I_{\min} + 1)$$

Aux intensités appartenant à la gamme dynamique, on attribue une nouvelle valeur selon la relation suivante :

$$I_p^t = (I_p - I_{\min}) \times \Delta_q$$

Pour les intensités qui sont en dehors de la section d'histogramme à "élargir", la transformation est différente : Si $I_p < I_{\min}$: $I_p = I_{\min}$; Si $I_p > I_{\max}$: $I_p = I_{\max}$.

Ces opérations permettent de répartir les pixels des régions denses dans des régions moins denses et d'obtenir un histogramme élargi et uniforme, donc un meilleur contraste.

Selon une autre approche, dite locale, on prévoit des régions de voisinage centrées sur chaque

pixel, et la fonction F est calculée selon l'histogramme cumulé de la région considérée.

La relation suivante décrit la fonction F :

$$I_p^t = L \times (H_{\text{cum}}(I_p)) / (N_w \times N_w).$$

- 5 où L désigne la gamme dynamique (e.g., 256), $H_{\text{cum}}(I_p)$ la valeur de l'histogramme cumulé à l'intensité I_p , et $N_w \times N_w$ la taille de la région (fenêtre glissante).

- Ainsi, la nouvelle valeur du pixel est obtenue en fonction des caractéristiques de son voisinage. Les
- 10 résultats sont plus satisfaisants que dans le cas de l'approche globale, mais il y a quelques problèmes :
- rehaussement exagéré du bruit, dans des régions homogènes où l'histogramme des intensités présente des pics,
 - 15 - présence d'artefacts, dans les frontières entre les régions balayées par la fenêtre glissante,
 - temps de calcul assez important, dû au traitement individuel de chaque pixel de l'image.

- 20 Une autre méthode locale permet de résoudre le problème du bruit.

En général, dans les images médicales, il y a deux types de bruit :

- le bruit du fond présent dans la zone "noire" de la
- 25 gamme dynamique de l'image,
- le bruit dû aux fluctuations dans des régions homogènes de l'objet (l'organe). Ces variations d'intensité sont parfois interprétées comme la texture de l'organe.

- 30 En fait, ces deux types de bruit se caractérisent par des variations de niveau de gris dans

une gamme étroite de l'histogramme global de l'image. Mais, dans certaines régions de l'image, la contribution du bruit peut être dominante. Après avoir appliqué le rehaussement local de l'histogramme dans ces régions, les fluctuations du bruit deviennent plus
5 visibles. Ce problème peut être résolu, en limitant le niveau du rehaussement dans ces régions.

Pour cela, on caractérise le rehaussement du contraste par la valeur de la pente de la fonction de transformation liant l'intensité d'entrée à l'intensité
10 de sortie. Une pente de valeur 1 ne présente aucun rehaussement, et une valeur élevée de la pente correspond à un rehaussement important. Donc, la limitation du rehaussement du bruit est obtenue en
15 limitant la pente de la fonction de transformation.

D'après la relation ci-dessus, I_p^t est proportionnelle à H_{cum} (histogramme cumulé).

Etant donné que l'histogramme des intensités n'est que la dérivée de l'histogramme cumulé, la pente
20 de la fonction de transformation à une intensité donnée, autrement dit le rehaussement du contraste, est proportionnelle à la valeur de l'histogramme à cette intensité :

$$d(I_p^t)/d(I_p) = (L/(N_w \times N_w)) \times (H_{orig}(I_p))$$

où $H_{orig}(I_p)$ est la valeur de l'histogramme original à
25 l'intensité I_p .

Donc pour limiter la pente de la fonction, on limite l'histogramme à une valeur constante (C_ℓ).

En fait cette valeur est un multiple du nombre
30 moyen de pixels par niveau d'intensité. Ce multiple est

défini par une constante C_f , fixée a priori :

$$c_\ell = C_f \times L(N_w \times N_w).$$

La constante C_f est choisie selon les caractéristiques de l'image, et elle est fixe pour toutes les régions. Par contre, la valeur c_ℓ varie selon la taille de la fenêtre. Par exemple, au bord de l'image, où la taille de la fenêtre est plus petite, la valeur calculée pour c_ℓ est plus élevée que celle des autres régions.

Après avoir limité l'histogramme, celui-ci est normalisé, car la gamme d'intensités d'entrée est égale à la gamme d'intensités de sortie. Donc l'ensemble des pixels qui étaient au-delà de la valeur limite c_ℓ , est redistribué sur toute la gamme dynamique (Figure 12).

Si R est le nombre de pixels redistribués par intensité et S le nombre de pixels dépassant la valeur c_ℓ : $R = S/L$.

Ensuite, on redéfinit l'histogramme après la normalisation, de la manière suivante :

- si $H_{\text{orig}}(I_p) > c_\ell$, $H^t(I_p) = c_\ell$
- sinon : $H^t(I_p) = H_{\text{orig}}(I_p) + R$,

où $H^t(I_p)$ est la valeur de l'histogramme transformé pour l'intensité I_p .

A partir de cet histogramme, on détermine le nouvel histogramme cumulé et la fonction de la transformation.

La solution aux problèmes de la présence d'artefacts et de temps de calcul important consiste, dans une méthode locale telle qu'exposée ci-dessus de
5 manière générale, à modifier le pas du déplacement de la fenêtre glissante (K.W. Leszczynski et S. Shalev, Image and Vision Computing, vol. 7, N° 3, p. 205-209, 1989).

L'image est échantillonnée selon une trame
10 définie (rectangulaire, hexagonale). Les pixels de la trame constituent les centres de la fenêtre glissante.

La fonction F est calculée pour chaque fenêtre.

La valeur obtenue donne la nouvelle valeur d'intensité pour le pixel qui est le centre de la
15 région. Pour les pixels qui ne font pas partie de la trame d'échantillonnage, il faut interpoler la valeur d'intensité des centres les plus proches.

Cette interpolation peut être faite dans deux directions. Mais pour diminuer l'erreur accumulée due à
20 l'interpolation bilinéaire, on ne définit la trame d'échantillonnage que dans une direction (horizontale ou verticale) et la fonction d'interpolation est appliquée sur les pixels colinéaires avec les pixels de la trame.

25 Dans la relation suivante $I_{p,w_0}^t - I_{p,w_1}^t$ représentent les valeurs transformées du pixel $p(x,y)$, obtenues à partir des fonctions calculées dans les deux régions adjacentes centrées respectivement aux pixels w_0 et w_1 . La valeur d'intensité interpolée I_p^{int} du
30 pixel p est calculée selon la relation suivante :

$$I_p^{int} = I_{p,w_0}^t + [ax(I_{p,w_0}^t - I_{p,w_1}^t)], \text{ où } d = y_p - y_{w_0} \text{ et } a = d/N_w.$$

Pour les pixels situés au bord de l'image, il y a seulement une région de voisinage, donc l'interpolation n'a pas eu lieu pour ces pixels. Le choix de la direction de l'interpolation dépend de la structure de l'image. Si le contraste varie rapidement
5 selon la direction verticale, l'interpolation horizontale introduit moins d'erreur que l'interpolation verticale.

Cette méthode est moins "lourde" en terme de nombres d'opérations arithmétiques. Par exemple, pour
10 la méthode locale dans sa forme générale exposée ci-dessus, le nombre de multiplications et divisions est égal à environ $3 \times (N \times N)$, tandis que, selon la version interpolée, ce nombre est $2 \times (N \times N)$, ($N \times N$) étant la
15 taille de l'image.

Une application de l'invention a été décrite dans le cadre médical.

D'autres applications, dans d'autres domaines, notamment industriels sont également concernés, dès
20 lors qu'un objet est étudié et qu'une image de cet objet est réalisée à l'aide d'une fibre multicoeurs ou d'une multifibre.

REVENDEICATIONS

1. Procédé de traitement d'une image obtenue par une fibre multicoeur ou une multifibre, comportant les étapes suivantes :

- 5 1. pour chaque coeur de la fibre multicoeur ou de la multifibre, calcul d'une intensité, égale à la somme des intensités des pixels de l'image qui sont situés à l'intérieur d'une zone, prédélimitée, de délimitation dudit coeur.
- 10 2. calcul d'une intensité normalisée de chaque coeur, en divisant son intensité transmise, calculée comme dans l'étape 1, par l'intensité transmise par ce même coeur dans une image de référence.
- 15 3. calcul d'une valeur interpolée de l'intensité de chaque pixel de l'image, en fonction des intensités normalisées de trois coeurs d'un maillage triangulaire prédéterminé, et de la position relative du pixel par rapport à ces trois coeurs.

2. Procédé de traitement selon la revendication
- 20 1, la zone prédéterminée autour de chaque coeur étant définie sur l'image de référence, cette dernière étant transposée sur l'image objet.

3. Procédé de traitement selon l'une des revendications 1 ou 2, la zone prédélimitée autour de
- 25 chaque coeur étant la surface délimitée par les médiatrices passant entre le barycentre dudit coeur et le barycentre de chacun des coeurs voisins.

4. Procédé de traitement selon l'une des revendications 1 ou 2, la zone prédélimitée autour de
- 30 chaque coeur étant la surface délimitée par les médiatrices passant, dans l'image de référence, entre le pixel d'intensité maximum de chaque coeur, et le pixel d'intensité maximum de chacun des coeurs voisins.

5. Procédé selon l'une des revendications 1 à 4, chaque pixel étant muni de l'identification des trois coeurs prédéterminés comme étant les plus proches.

5 6. Procédé selon l'une des revendications 1 à 5, comportant en outre une étape de rehaussement de l'image objet interpolée.

7. Procédé selon la revendication 6, le rehaussement étant un rehaussement global.

10 8. Procédé selon la revendication 6, le rehaussement étant local, à l'intérieur d'une fenêtre glissante.

9. Procédé selon la revendication 8, la pente de la fonction de transformation étant limitée.

15 10. Procédé selon l'une des revendications 1 à 9, comportant au préalable les étapes suivantes de traitement de l'image de référence :

1'. recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, de chaque coeur.

20 2'. calcul d'une zone de délimitation autour de chaque coeur.

11. Procédé selon la revendication 10 comportant le calcul d'un masque numérique qui délimite la zone de l'image à l'intérieur de laquelle la recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, et le calcul de la zone de délimitation autour de chaque coeur doivent être effectués.

12. Procédé selon l'une des revendications 10 ou 11, la recherche du barycentre, ou de pixel d'intensité maximale étant faite après avoir déterminé, pour chaque pixel de l'image de référence, l'ensemble des pixels qui l'entourent et qui sont d'intensité supérieure à un certain seuil donné T.

13. Procédé selon la revendication 12, dans lequel est déterminé, pour chaque pixel de l'image de référence, si il s'agit d'un pixel situé en bord d'image, ou pas.

5 14. Procédé selon la revendication 12, la détermination des pixels d'intensité supérieure à T évoluant linéairement, et changeant de direction dès qu'un pixel d'intensité inférieure au seuil T est rencontré ou bien dès qu'un pixel de bord est détecté.

10 15. Procédé selon l'une des revendications 10 à 14, la zone de délimitation associée à chaque coeur étant obtenue en associant, au barycentre ou au pixel d'intensité maximale de chaque coeur, une surface limitée par les médiatrices entre ledit coeur (C_k) et
15 chacun des coeurs voisins (C_{k1} , $C_{k...}$, C_{k5})

16. Procédé selon l'une des revendications 10 à 15, l'étape 1' comportant en outre une sous-étape de traitement des coeurs fusionnés, comportant la détermination de la présence de coeurs fusionnés et du
20 barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, de chacun des coeurs de chaque groupe de coeurs fusionnés.

17. Procédé selon la revendication 16, la sous-étape de traitement d'un groupe de coeurs fusionnés comportant :

- 25 - la détermination du barycentre géométrique des pixels faisant partie du groupe de coeurs fusionnés.
- la détermination d'une direction de fusion, d'une direction de coupure, et des points de coupure de groupes de coeurs fusionnés.
30 - la coupure du groupe de coeurs fusionnés selon la direction de coupure, en chaque point de coupure.

18. Procédé selon la revendication 10, comportant en outre une étape préalable de

détermination d'un maillage triangulaire de l'image de référence, tel que chaque pixel fasse partie d'un triangle.

19. Procédé selon la revendication 18, l'étape
5 de détermination d'un maillage triangulaire comportant :

- une sous-étape de détermination, pour chaque barycentre ou point d'intensité maximale, des barycentres ou points d'intensités maximales
10 immédiatement voisins, et de détermination des pixels qui appartiennent à chaque triangle, formé par deux barycentres ou points d'intensité maximale, choisis voisins l'un de l'autre parmi les barycentres ou points d'intensité maximale immédiatement voisins du
15 barycentre ou point d'intensité maximale considéré, et par ce dernier,
- pour les pixels n'ayant aucun triangle attribué par la sous-étape précédente, une sous étape de :
 - * recherche des deux pixels les plus proches
20 appartenant à un triangle,
 - * détermination des trois barycentres, ou points d'intensité maximale, les plus proches du pixel considéré, parmi les six barycentres ou points d'intensité maximale, constituant les sommets des
25 deux triangles auxquels appartiennent les deux pixels les plus proches du pixel considéré.

20. Procédé de traitement d'une image de référence obtenue par une fibre multicoeur ou une multifibre, comportant les étapes suivantes :

- 30 1'. recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, de chaque coeur.
- 2'. calcul d'une zone de délimitation autour de chaque coeur.

21. Procédé selon la revendication 20 comportant au préalable le calcul d'un masque numérique qui délimite la zone de l'image à l'intérieur de laquelle la recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, et le calcul de la zone de délimitation autour de chaque coeur doivent être effectués.

22. Procédé selon l'une des revendications 20 ou 21, la recherche du barycentre, ou du pixel d'intensité maximale étant faite après avoir déterminé, pour chaque pixel de l'image de référence, l'ensemble des pixels qui l'entourent et qui sont d'intensité supérieure à un certain seuil donné T.

23. Procédé selon la revendication 22, dans lequel est déterminé, pour chaque pixel de l'image de référence, si il s'agit d'un pixel situé en bord d'image, ou pas.

24. Procédé selon la revendication 22, la détermination des pixels d'intensité supérieure à T évoluant linéairement, et changeant de direction dès qu'un pixel d'intensité inférieure au seuil T est rencontré ou bien dès qu'un pixel de bord est détecté.

25. Procédé selon l'une des revendication 20 à 24, la zone de délimitation associée à chaque coeur étant obtenue en associant, au barycentre ou au pixel d'intensité maximale de chaque coeur, une surface limitée par les médiatrices entre ledit coeur (C_k) et chacun des coeurs voisins (C_{k1} , $C_{k...}$, C_{k5})

26. Procédé selon l'une des revendications 20 à 25, l'étape 1' comportant en outre une sous-étape de traitement des coeurs fusionnés, comportant la détermination de la présence de coeurs fusionnés et du

barycentre, ou du pixel d'intensité maximale, de chacun des coeurs de chaque groupe de coeurs fusionnés.

27. Procédé selon la revendication 26, la sous-étape de traitement d'un groupe de coeurs fusionnés
5 comportant :

- la détermination du barycentre géométrique des pixels faisant partie du groupe de coeurs fusionnés.
- la détermination d'une direction de fusion, d'une direction de coupure, et des points de coupure de
10 groupes de coeurs fusionnés.
- la coupure du groupe de coeurs fusionnés selon la direction de coupure, en chaque point de coupure.

28. Procédé selon la revendication 20, comportant en outre une étape préalable de
15 détermination d'un maillage triangulaire de l'image de référence, tel que chaque pixel fasse partie d'un triangle.

29. Procédé selon la revendication 28, l'étape de détermination d'un maillage triangulaire
20 comportant :

- une sous-étape de détermination, pour chaque barycentre ou point d'intensité maximale, des barycentres ou points d'intensités maximales immédiatement voisins, et de détermination des pixels
25 qui appartiennent à chaque triangle, formé par deux barycentres ou points d'intensité maximale, choisis voisins l'un de l'autre parmi les barycentres ou points d'intensité maximale immédiatement voisins du barycentre ou point d'intensité maximale considéré,
30 et par ce dernier,
- pour les pixels n'ayant aucun triangle attribué par la sous-étape précédente, une sous étape de :

- recherche des deux pixels les plus proches appartenant à un triangle,
- détermination des trois barycentres, ou points d'intensité maximale, les plus proches du pixel considéré, parmi les six barycentres ou points d'intensité maximale, constituant les sommets des deux triangles auxquels appartiennent les deux pixels les plus proches du pixel considéré.

30. Procédé pour établir une image médicale, comportant :

- l'établissement d'une image d'une partie d'un patient, à l'aide d'une fibre multicoeur,
- le traitement de l'image selon l'une des revendications 1 à 19.

31. Procédé pour établir un diagnostic médical, mettant en oeuvre un procédé pour établir une image, selon la revendication 30, le diagnostic étant réalisé sur le lieu où l'image a été établie.

32. Procédé pour établir un diagnostic médical, mettant en oeuvre un procédé pour établir une image, selon la revendication 30, le diagnostic étant réalisé à distance du lieu où l'image a été établie.

33. Dispositif pour traiter une image obtenue par une fibre multicoeur ou une multifibre, comportant :

1. Des moyens pour calculer, pour chaque coeur de la fibre multicoeur ou de la multifibre, une intensité transmise égale à la somme des intensités des pixels de l'image qui sont situés à l'intérieur d'une zone, prédélimitée, de délimitation dudit coeur.
2. Des moyens pour calculer une intensité normalisée de chaque coeur, à partir de son intensité transmise, calculée comme dans l'étape 2, par l'intensité

transmise par ce même coeur dans une image de référence.

3. Des moyens pour le calcul d'une valeur interpolée de l'intensité de chaque pixel de l'image, en fonction des intensités normalisées de trois coeurs d'un maillage triangulaire prédéterminé, et de la position relative du pixel par rapport à ces trois coeurs.

34. Dispositif selon la revendication 33 comportant en outre des moyens pour transposer l'image de référence sur chaque image objet.

35. Dispositif selon l'une des revendications 33 ou 34, comportant en outre des moyens pour munir chaque pixel de l'identification des trois coeurs prédéterminés comme étant les plus proches.

36. Dispositif selon l'une des revendications 33 à 35, comportant en outre des moyens pour réaliser un rehaussement de l'image objet interpolée.

37. Dispositif selon l'une des revendications 33 à 36, comportant :

1'. Des moyens pour rechercher un barycentre, ou un pixel d'intensité maximale, de chaque coeur d'une image de référence.

2'. Des moyens de calcul d'une zone de délimitation autour de chaque coeur.

38. Dispositif selon la revendication 37, comportant des moyens de calcul d'un masque numérique qui délimite une zone d'une image.

39. Dispositif selon l'une des revendications 37 ou 38, comportant des moyens pour déterminer, pour chaque pixel de l'image de référence, l'ensemble des pixels qui l'entourent, et qui sont d'intensité supérieure à un certain seuil donné T.

40. Dispositif selon la revendication 39, comportant des moyens pour déterminer, pour chaque pixel d'une image de référence, le nombre de pixels immédiatement voisins.

5 41. Dispositif selon l'une des revendications 37 à 40, comportant en outre des moyens pour déterminer la présence de coeurs fusionnés, et déterminer le barycentre, ou pixel d'intensité maximale, de chacun des coeurs de chaque groupe de coeurs fusionnés.

10 42. Dispositif selon la revendication 41, comportant :

- des moyens pour déterminer le barycentre géométrique des pixels faisant partie d'un groupe de coeurs fusionnés.
- 15 - des moyens pour déterminer une direction de fusion, une direction de coupure, et des points de coupure de groupes de coeurs fusionnés.
- des moyens pour déterminer la coupure du groupe de coeurs fusionnés selon la direction de coupure, en
20 chaque point de coupure.

43. dispositif selon la revendication 37, comportant en outre des moyens de détermination d'un maillage triangulaire d'une image de référence.

25 44. Dispositif pour l'établissement d'une image médicale, comportant une fibre multicoeur et un dispositif selon l'une des revendications 33 à 43.

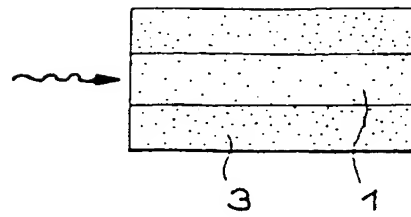


FIG. 1A

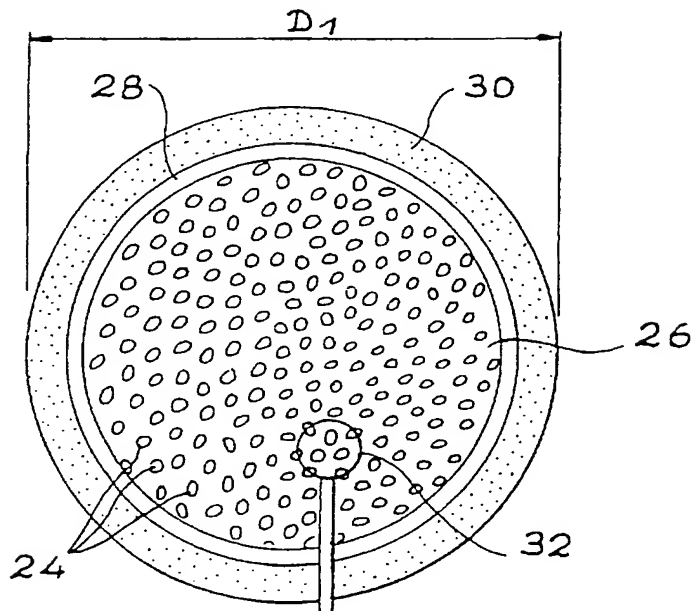


FIG. 1B

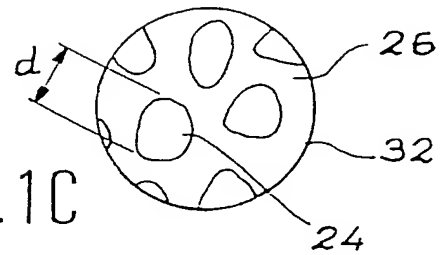


FIG. 1C

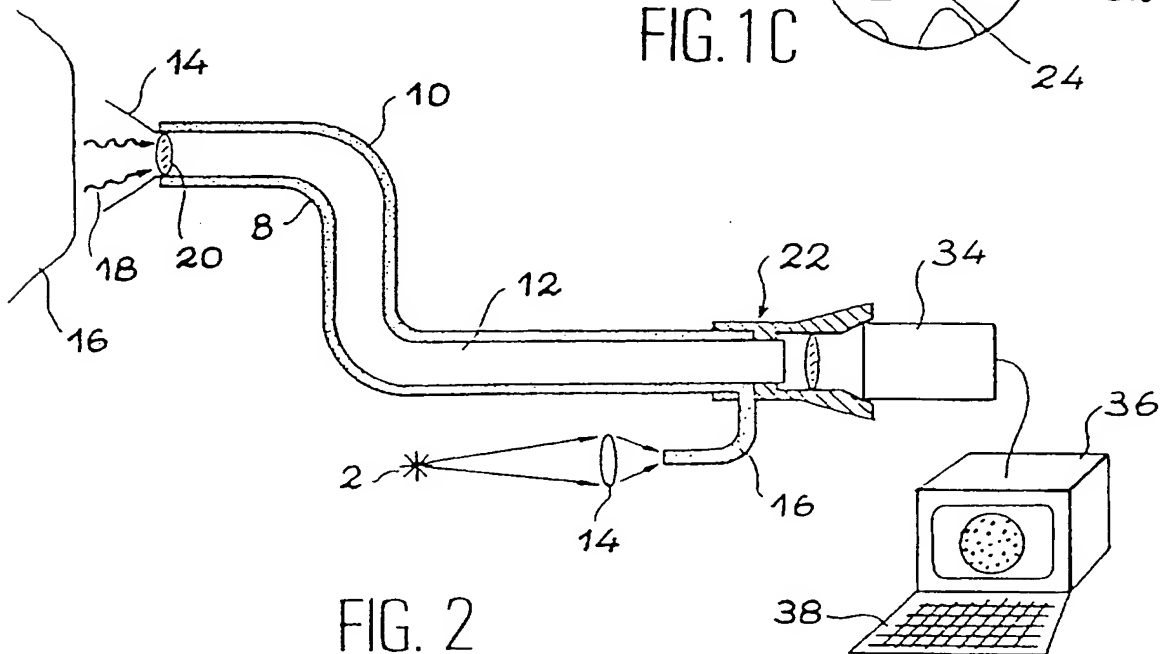


FIG. 2

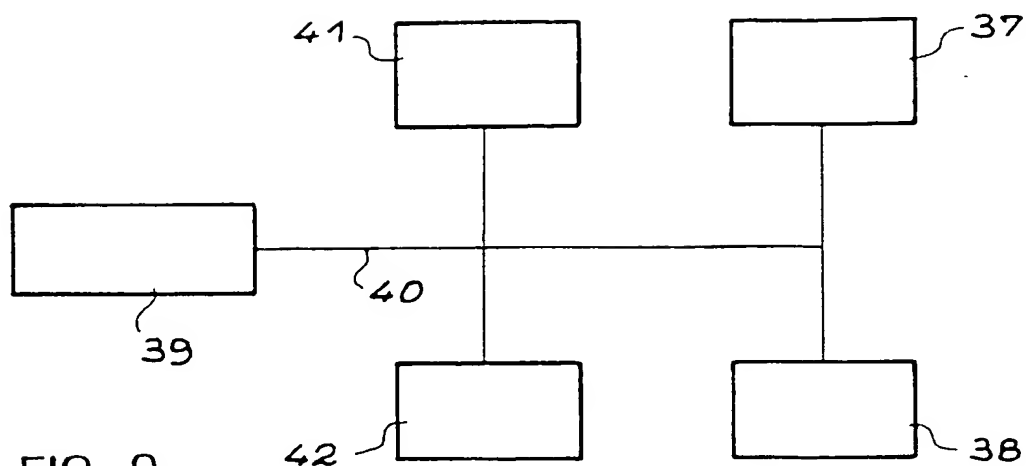


FIG. 3

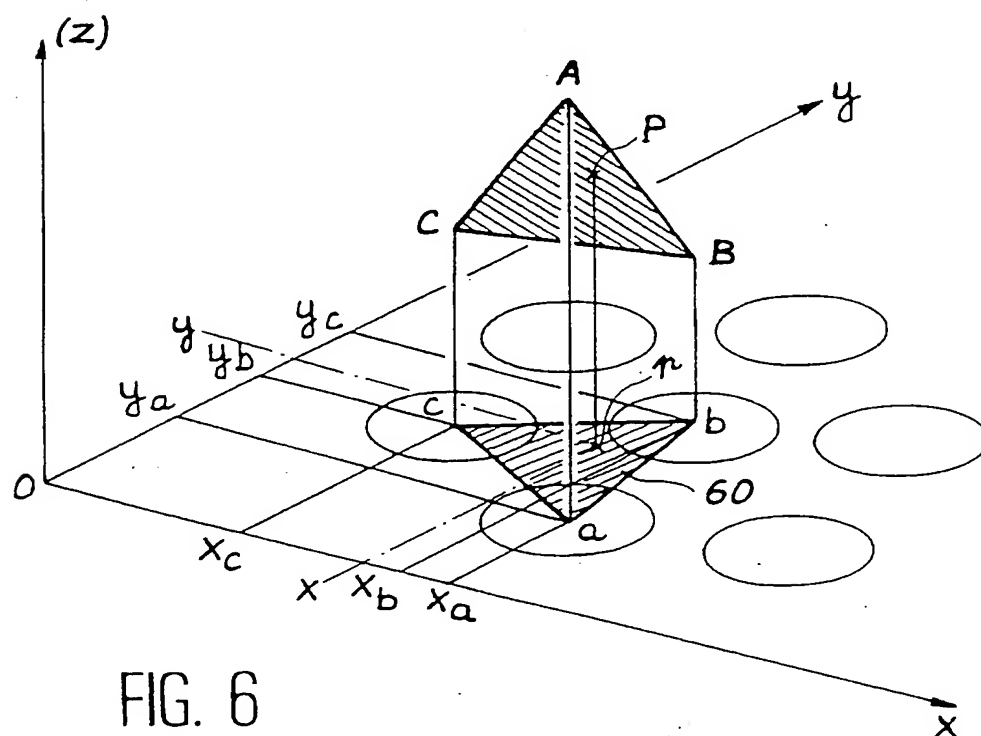


FIG. 6

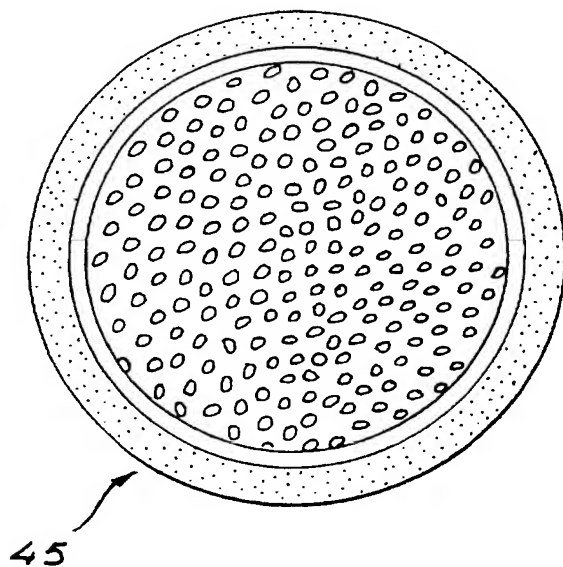


FIG. 4A

FIG. 4B

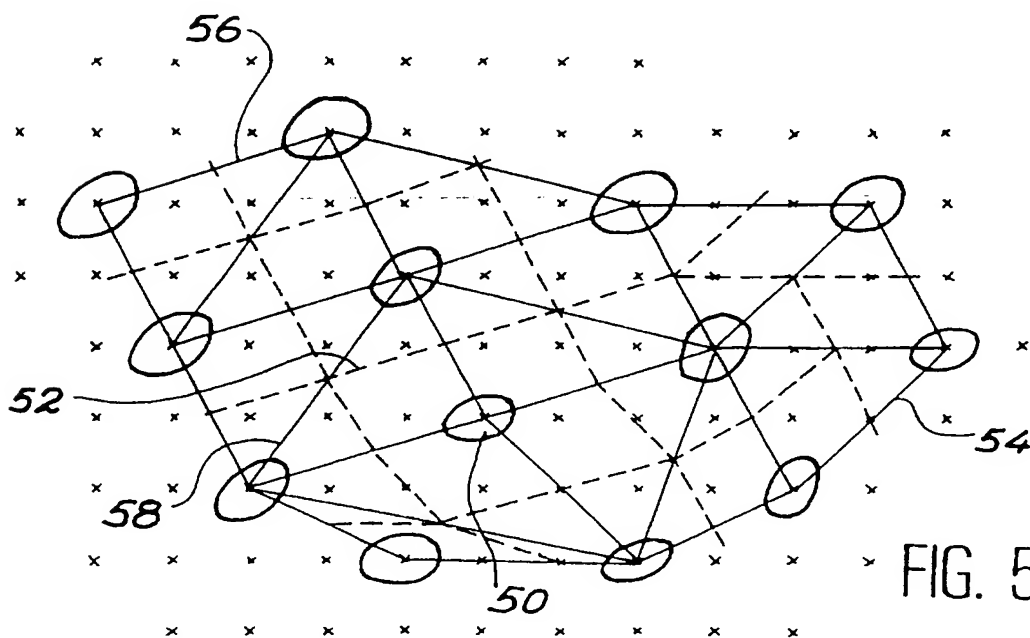
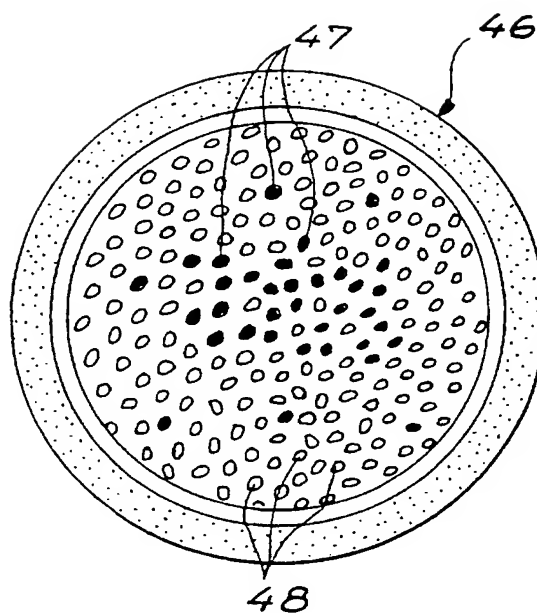


FIG. 5

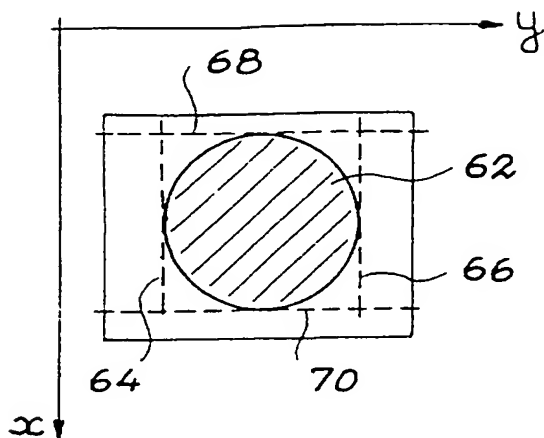


FIG. 7A

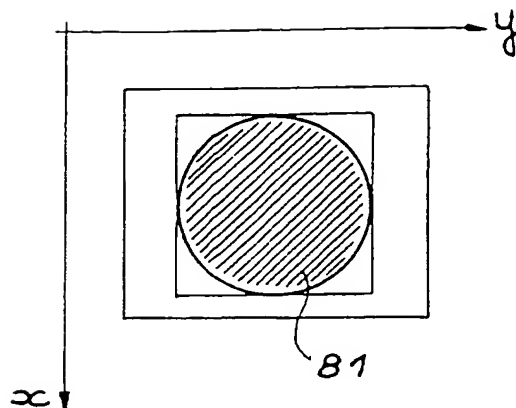


FIG. 7B

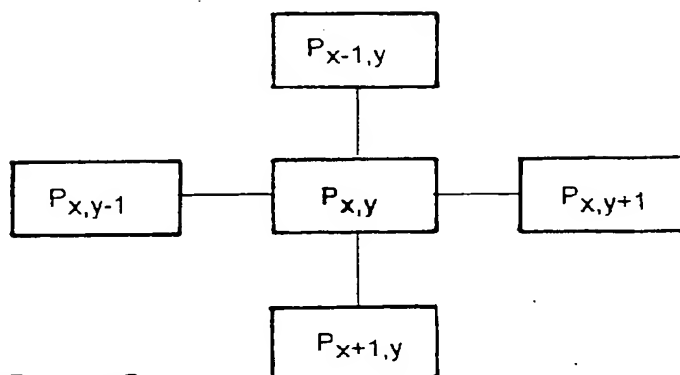


FIG. 7C

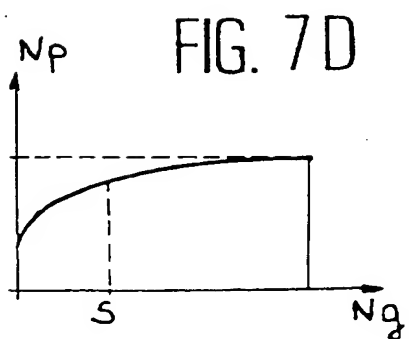


FIG. 7D

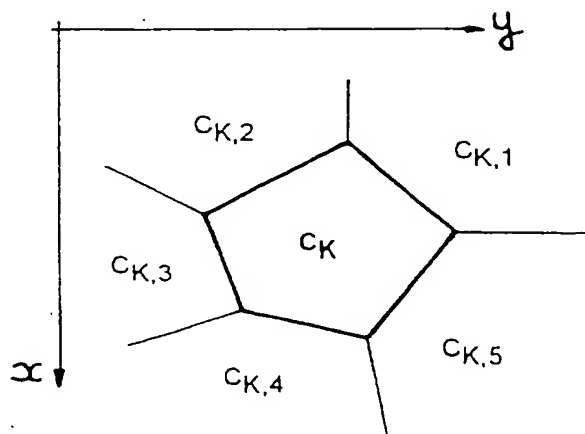
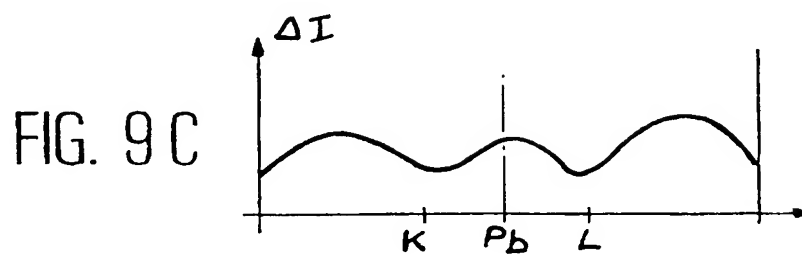
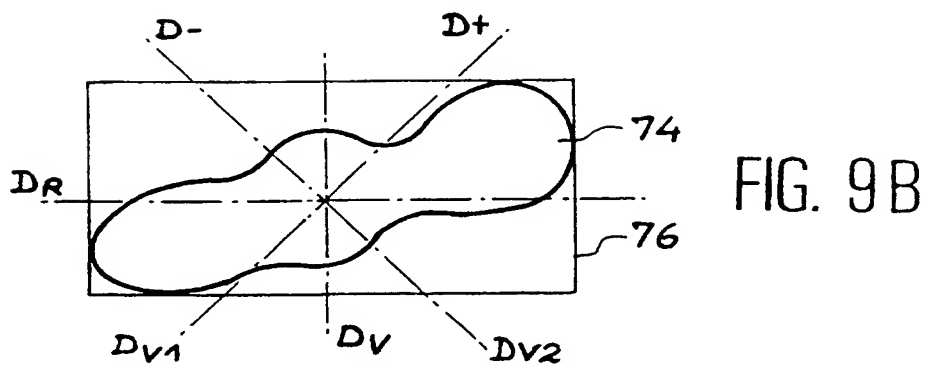
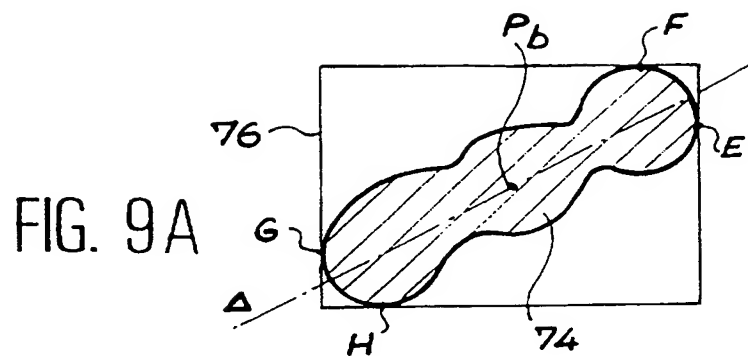
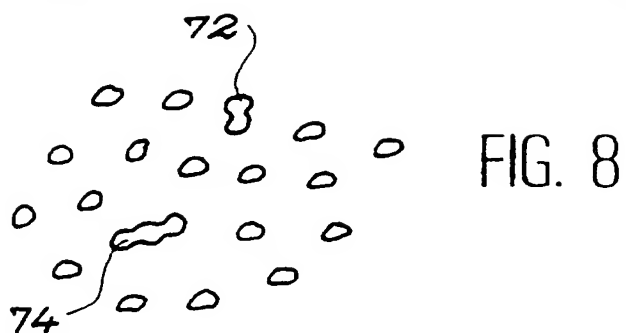


FIG. 7E



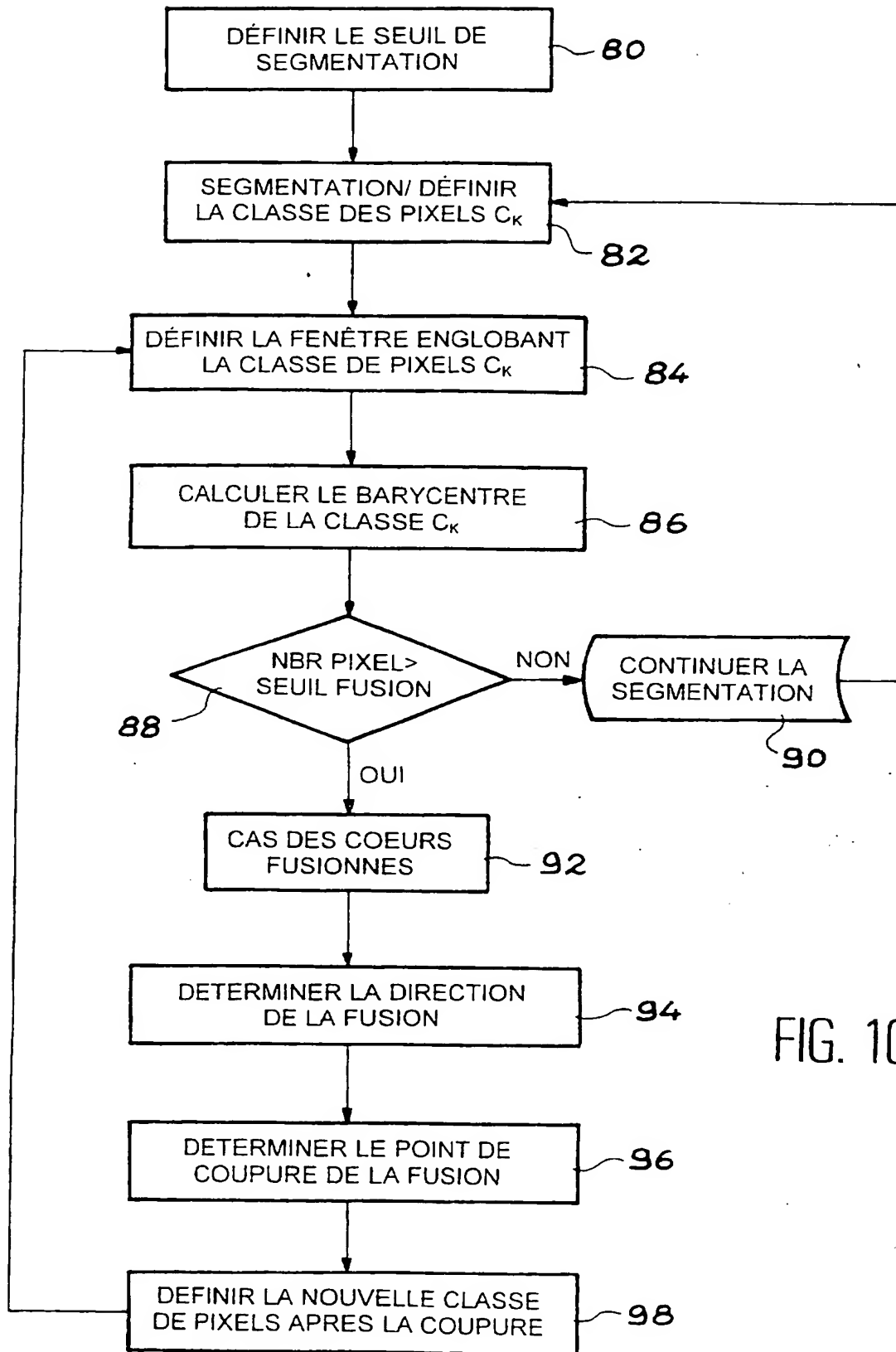


FIG. 10

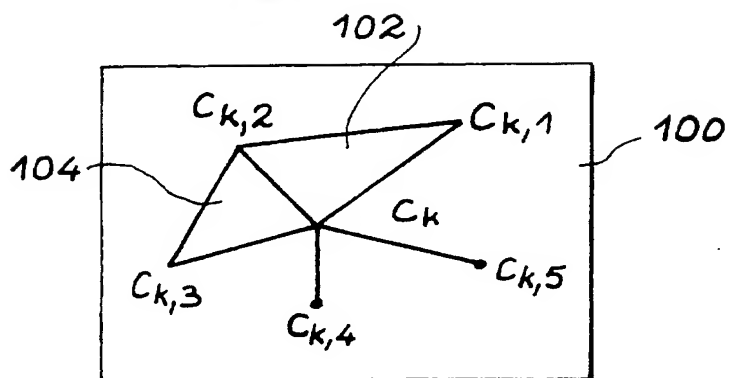


FIG. 11A

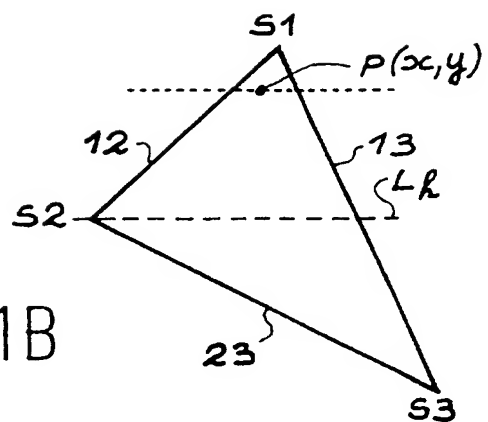


FIG. 11B

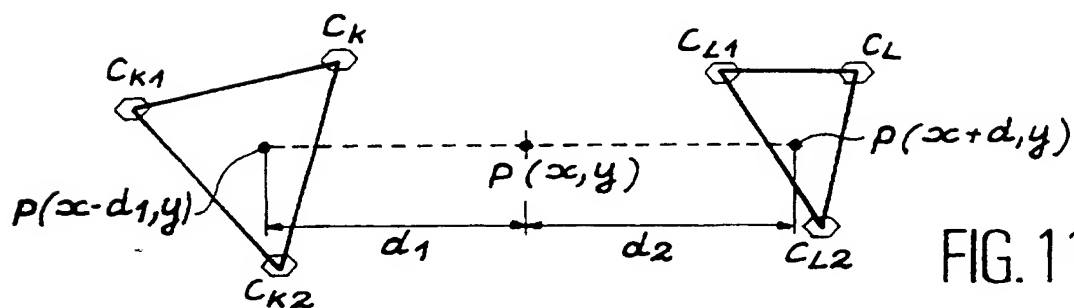
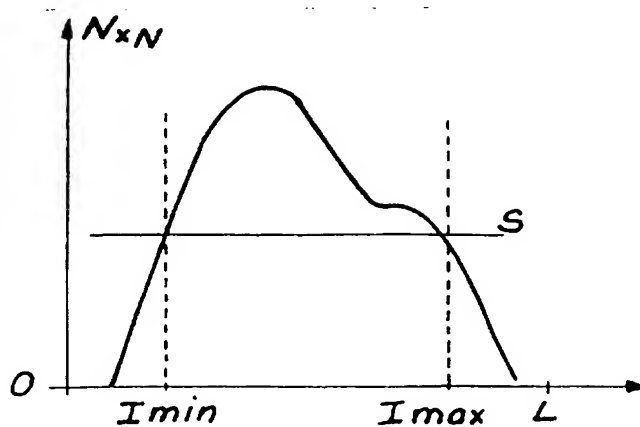


FIG. 11C

FIG. 12



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Inter: al Application No

PCT/ 7/02053

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
IPC 6 G06T5/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 6 G06T G06F

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 257 100 A (HATTORI ET AL.) 26 October 1993 see column 6, line 25 - line 61 see column 13, line 30 - line 42 see column 12, line 48 - line 56 see column 12, line 4 - line 9 see column 9, line 1 - line 35 ---	1-44
A	US 4 574 311 A (RESNIKOFF ET AL.) 4 March 1986 see column 9, line 19 - line 56 --- -/--	1-44

☒ Further documents are listed in the continuation of box C.☒ Patent family members are listed in annex.

* Special categories of cited documents :

- *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- *E* earlier document but published on or after the international filing date
- *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

T later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

X document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

Y document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

& document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

30 June 1997

Date of mailing of the international search report

10.07.97

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Gonzalez Ordenez, O

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

 International Application No
 EP 97/02053

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	PATTERN RECOGNITION LETTERS, vol. 14, no. 11, November 1993, AMSTERDAM, NL, pages 895-905, XP000403548 STARINK, J.P.P. & I.T. YOUNG: "Localization of circular objects" see page 898, paragraph 2.2; figure 3 ---	4,10-17, 26,27, 41,42
A	OPTICAL ENGINEERING, vol. 34, no. 7, July 1995, USA, pages 2092-2102, XP000517076 CONDE R. ET AL.: "Measurements of the Point Spread Function for Multicore Fibers Used as Image Guides in Microendoscopy (Medical Cavities Visualization)" see page 2097, paragraph 3.3 see page 2100, paragraph 4.1 ---	33,34
A	ELECTRONICS LETTERS, vol. 25, no. 16, 3 August 1989, GB, pages 1101-1103, XP000071925 KOMIYAMA A. & HASHIMOTO M.: "Crosstalk and Mode Coupling between Cores of Image Fibers" see the whole document ---	33,34
A	MICROSOFTWARE FOR ENGINEERS, vol. 1, no. 2, October 1985, UK, pages 133-136, XP000575716 SARTOTETTO F.: "Conversion of Data Between Triangular and Rectangular Meshes for Pre- and Post-processing in Hydrologic Problems" see page 135, paragraph 2.2; figure 6 ---	5-9,18, 19,28, 29,35,36
A	SURVEYS ON MATHEMATICS FOR INDUSTRY, vol. 4, no. 2, 1994, AUSTRIA, pages 71-84, XP000575715 FOLEY T. A. & HAGEN H.: "Advances in Scattered Data Interpolation" see paragraph 4 -----	5-9,18, 19,28, 29,35,36

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

form on patent family members

Inter national Application No

PCT/ 7/02053

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5257100 A	26-10-93	JP 4138127 A	12-05-92
US 4574311 A	04-03-86	NONE	

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Demande internationale No
T/EP 97/02053

A. CLASSEMENT DE L'OBJET DE LA DEMANDE
CIB 6 G06T5/00

Selon la classification internationale des brevets (CIB) ou à la fois selon la classification nationale et la CIB

B. DOMAINES SUR LESQUELS LA RECHERCHE A PORTE

Documentation minimale consultée (système de classification suivi des symboles de classement)
CIB 6 G06T G06F

Documentation consultée autre que la documentation minimale dans la mesure où ces documents relèvent des domaines sur lesquels a porté la recherche

Base de données électronique consultée au cours de la recherche internationale (nom de la base de données, et si cela est réalisable, termes de recherche utilisés)

C. DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS

Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	US 5 257 100 A (HATTORI ET AL.) 26 Octobre 1993 voir colonne 6, ligne 25 - ligne 61 voir colonne 13, ligne 30 - ligne 42 voir colonne 12, ligne 48 - ligne 56 voir colonne 12, ligne 4 - ligne 9 voir colonne 9, ligne 1 - ligne 35 ---	1-44
A	US 4 574 311 A (RESNIKOFF ET AL.) 4 Mars 1986 voir colonne 9, ligne 19 - ligne 56 --- -/--	1-44

☒ Voir la suite du cadre C pour la fin de la liste des documents

☒ Les documents de familles de brevets sont indiqués en annexe

* Catégories spéciales de documents cités:

- * "A" document définissant l'état général de la technique, non considéré comme particulièrement pertinent
- * "E" document antérieur, mais publié à la date de dépôt international ou après cette date
- * "L" document pouvant jeter un doute sur une revendication de priorité ou cité pour déterminer la date de publication d'une autre citation ou pour une raison spéciale (telle qu'indiquée)
- * "O" document se référant à une divulgation orale, à un usage, à une exposition ou tous autres moyens
- * "P" document publié avant la date de dépôt international, mais postérieurement à la date de priorité revendiquée

- * "T" document ultérieur publié après la date de dépôt international ou la date de priorité et n'appartenant pas à l'état de la technique pertinent, mais cité pour comprendre le principe ou la théorie constituant la base de l'invention
- * "X" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme nouvelle ou comme impliquant une activité inventive par rapport au document considéré isolément
- * "Y" document particulièrement pertinent; l'invention revendiquée ne peut être considérée comme impliquant une activité inventive lorsque le document est associé à un ou plusieurs autres documents de même nature, cette combinaison étant évidente pour une personne du métier
- * "&" document qui fait partie de la même famille de brevets

Date à laquelle la recherche internationale a été effectivement achevée

30 Juin 1997

Date d'expédition du présent rapport de recherche internationale

10.07.97

Norm et adresse postale de l'administration chargée de la recherche internationale
Office Européen des Brevets, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+ 31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax (+ 31-70) 340-3016

Fonctionnaire autorisé

Gonzalez Ordóñez, O

C.(suite) DOCUMENTS CONSIDERES COMME PERTINENTS		
Catégorie *	Identification des documents cités, avec, le cas échéant, l'indication des passages pertinents	no. des revendications visées
A	PATTERN RECOGNITION LETTERS, vol. 14, no. 11, Novembre 1993, AMSTERDAM, NL, pages 895-905, XP000403548 STARINK, J.P.P. & I.T. YOUNG: "Localization of circular objects" voir page 898, alinéa 2.2; figure 3 ---	4,10-17, 26,27, 41,42
A	OPTICAL ENGINEERING, vol. 34, no. 7, Juillet 1995, USA, pages 2092-2102, XP000517076 CONDE R. ET AL.: "Measurements of the Point Spread Function for Multicore Fibers Used as Image Guides in Microendoscopy (Medical Cavities Visualization)" voir page 2097, alinéa 3.3 voir page 2100, alinéa 4.1 ---	33,34
A	ELECTRONICS LETTERS, vol. 25, no. 16, 3 Août 1989, GB, pages 1101-1103, XP000071925 KOMIYAMA A. & HASHIMOTO M.: "Crosstalk and Mode Coupling between Cores of Image Fibers" voir le document en entier ---	33,34
A	MICROSOFTWARE FOR ENGINEERS, vol. 1, no. 2, Octobre 1985, UK, pages 133-136, XP000575716 SARTOTETTO F.: "Conversion of Data Between Triangular and Rectangular Meshes for Pre- and Post-processing in Hydrologic Problems" voir page 135, alinéa 2.2; figure 6 ---	5-9,18, 19,28, 29,35,36
A	SURVEYS ON MATHEMATICS FOR INDUSTRY, vol. 4, no. 2, 1994, AUSTRIA, pages 71-84, XP000575715 FOLEY T. A. & HAGEN H.: "Advances in Scattered Data Interpolation" voir alinéa 4 -----	5-9,18, 19,28, 29,35,36

RAPPORT DE RECHERCHE INTERNATIONALE

Renseignements relatifs aux familles de brevets

Demande internationale No

PCT/EP 97/02053

Document brevet cité au rapport de recherche	Date de publication	Membre(s) de la famille de brevet(s)	Date de publication
US 5257100 A	26-10-93	JP 4138127 A	12-05-92
US 4574311 A	04-03-86	AUCUN	

Formulaire PCT/ISA/210 (annexe familles de brevets) (juillet 1992)

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☒ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☒ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☐ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☐ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.

This Page Blank (uspto)